ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE

ANNEE : 1982 THESE : 44

LA DURETE DE L'OS : ETUDE CHEZ LE CHIEN AVEC L'APPAREIL BOYER

THESE

Pour le Doctorat Vétérinaire
(Diplôme d'Etat)
Présentée et soutenue publiquement en 1982
devant l'Université de Paul Sabatier de Toulouse

par

Jacques, Jean, Michel BREUILH

Né le 13 mai 1956 à ROCHEFORT S/MER (Charente-Maritime)

Membres du Jury

Président : ..... Monsieur COMBELLES
Professeur à l'Université Paul Sabatier de Toulouse

Assesseurs : ..... Monsieur CAZIEUX
Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Monsieur VAN HAVERBEKE
Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE

ANNEE : 1982 THESE : 44

LA DURETE DE L'OS : ETUDE CHEZ LE CHIEN AVEC L'APPAREIL BOYER

THESE

Pour le Doctorat Vétérinaire
(Diplôme d'Etat)
Présentée et soutenue publiquement en 1982
devant l'Université de Paul Sabatier de Toulouse

par

Jacques, Jean, Michel BREUILH

Né le 13 mai 1956 à ROCHEFORT S/MER (Charente-Maritime)

Membres du Jury

Président : ..... Monsieur COMBELLES
Professeur à l'Université Paul Sabatier de Toulouse

Assesseurs : ..... Monsieur CAZIEUX
Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Monsieur VAN HAVERBEKE
Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE

ANNEE : 1982 THESE : 84

LA DURETE DE L'OS : ETUDE CHEZ LE CHIEN AVEC L'APPAREIL BOYER

Jean-Michel BERNUA
Né le 10 Juin 1955 à Bayonne (Pyrénées-Atlantiques)

Présentée et soutenue publiquement le 1982
devant l'Université Paul Sabatier de Toulouse

pour obtenir le grade de

DOCTEUR VETERINAIRE

(Diplôme d'Etat)

Docteur de l'Université Paul Sabatier de Toulouse

Président : M. Jean-Pierre CARRERE, Professeur à l'Université Paul Sabatier de Toulouse
Assesseurs : M. Jean-Claude BEAUVAIS, Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
M. Jean-Pierre CRESPO, Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

MINISTERE DE L'AGRICULTURE

ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE

Directeur : ..... M.LAUTIE
Directeur honoraire : ..... M. FLORIO
Professeurs honoraires : ..... M. BRIZARD
..... M. SAURAT

PERSONNEL ENSEIGNANT
CHAIRE DE PHARMACIE ET TOXICOLOGIE

Professeur titulaire ..... M. GODFRAIN
Professeur sans chaire ..... Mme BURGAT-SACAZE

Pharmacie et Toxicologie

CHAIRE DE PHYSIQUE ET CHIMIE BIOLOGIQUES ET MEDICALES

Professeur titulaire ..... M. RICO
Professeur sans chaire ..... M. BRAUN
Maître Assistant ..... M. BENARD

Physique Biologique et Médicale
Chimie Biologique et Médicale
Informatique biologique et médicale

CHAIRE D'ANATOMIE DES ANIMAUX DOMESTIQUES

Professeur titulaire ..... M. PAVAUX
Maître Assistant ..... M. LIGNEREUX
Maître Assistant ..... M. SAUTET

Organogénèse - Tératologie
Anatomie Générale - Anatomie Appliquée

CHAIRE DE PHYSIOLOGIE, PHARMACODYNAMIE ET THERAPEUTIQUE

Professeur titulaire ..... M. RUCKEBUSCH
Professeur sans chaire ..... M. FARGEAS
Maître Assistant Agrégé ..... M. TOUTAIN

Physiologie - Pharmacodynamie - Thérapeutique

CHAIRE D'HISTOLOGIE - ANATOMIE PATHOLOGIQUE

Professeur titulaire ..... M. VAN HAVERBEKE
Professeur sans chaire ..... M. CABANIE
Maître Assistant Agrégé ..... M. MAGNOL

Histologie - Embryologie
Anatomie Pathologique - Clinique

CHAIRE D'HYGIENE ET INDUSTRIE DES ALIMENTS D'ORIGINE ANIMALE

Professeur titulaire ..... M. LABIE
Maître de Conférences ..... M. EECKHOUTTE
Maître Assistant Agrégé ..... Mme BENARD

Hygiène - Inspection - Contrôle et Technologie des denrées alimentaires d'origine animale - Clinique

CHAIRE DE PARASITOLOGIE ET MALADIES PARASITAIRES

Professeur titulaire ..... M. DORCHIES
Maître de Conférences ..... M. FRANC
Maître Assistant ..... M. DUCOS DE LAHITTE

Zoologie appliquée - Ecologie - Parasitologie externe -
Dermatologie - Parasitologie interne - Clinique

CHAIRE DE SEMIOLOGIE ET PATHOLOGIE MEDICALE
DES EQUIDES ET CARNIVORES ET DE LEGISLATION

Professeur titulaire ..... M. LESCURE
Maître de Conférences ..... M. GUELFI
Maître Assistant ..... M. REGNIER

Sémiologie et Pathologie Médicale des Equidés et Carnivores
Législation Vétérinaire et Déontologie Clinique

CHAIRE DE PATHOLOGIE MEDICALE DU BETAIL
ET DES ANIMAUX DE BASSE-COUR

Professeur titulaire ..... M. TOURNUT
Maître de Conférences ..... M. BEZILLE
Maître Assistant ..... M. JOUGLAR
Maître-Assistant ..... M. FAYOLLE

Sémiologie et Pathologie Médicale du bétail et des animaux de basse-cour
Clinique - Consultation itinérante

CHAIRE DE PATHOLOGIE CHIRURGICALE

Professeur titulaire ..... M. CAZIEUX
Maître de Conférences ..... M. GENEVOIS
Maître-Assistant ..... M. AUTEFAGE

Propédeutique et Sémiologie Chirurgicale - Radiologie - Technique Chirurgicale - Anesthésiologie
Pathologie Chirurgicale - Clinique - Traumatologie - Podologie orthopédique

CHAIRE DE PATHOLOGIE DE LA REPRODUCTION

Professeur titulaire ..... M. FERNEY
Professeur sans chaire ..... M. ROYAL

Pathologie de l'appareil génital et de la mamelle - Sémiologie et Propédeutique - Pathologie de la
Reproduction - Obstétrique et pathologie du nouveau-né - Clinique - Consultation itinérante

CHAIRE DE MALADIES CONTAGIEUSES - ZOONOSES -
LEGISLATION SANITAIRE

Professeur titulaire ..... M. CHANTAL
Maître Assistant ..... M. PICAVET

Epidémiologie - Maladies contagieuses - Zoonoses
Législation Sanitaire - Clinique

CHAIRE DE PATHOLOGIE GENERALE - MICROBIOLOGIE - IMMUNOLOGIE

Professeur titulaire ..... M. LAUTIE
Maître Assistant ..... M. PELLERIN
Maître Assistant ..... M. MILON

Microbiologie - Immunologie - Pathologie Générale

CHAIRE D'ELEVAGE ET ECONOMIE

Professeur titulaire ..... M. QUEINNEC
Professeur sans chaire ..... M. DARRE
Maître Assistant ..... Mme QUEINNEC

Ethnologie - Génétique animale - Extérieur - Zootechnie et Economie générales - Ethologie
appliquée, Sciences, Techniques, Economie de l'Elevage et des Productionsanimales
Insémination artificielle - Organisation de l'Elevage

CHAIRE D'ALIMENTATION

Professeur titulaire ..... M. FALIU
Professeur sans chaire ..... M. GRIESS
Maître Assistant ..... M. ENJALBERT

Botanique appliquée et Bromatologie - Agronomie - Alimentation

CHARGES D'ENSEIGNEMENT

MM. les Professeurs : ANGELIER, ARMENGAUD, COMBES, COMBRET, CROS, FERNET, et MAZENC.

La Faculté et l'Ecole déclarent n'être pas responsable des opinions émises par les candidats
(Délibération de la Faculté en date du 10 mai 1891 et du Conseil de l'Ecole en date du 13 juin 1924).

C E T T E T H E S E E S T D E D I E E

A MA FEMME,

A MA FILLE CELINE,

A MES PARENTS,

A MA FAMILLE,

A MES AMIS.

A NOTRE PRESIDENT DE THESE :

Monsieur Le Professeur COMBELLES
de l'Université Paul Sabatier de Toulouse

qui nous a fait l'honneur d'accepter
La presidence du Jury de notre Thèse.

Hommages très respectueux.

A NOTRE JURY DE THESE :

Monsieur le Professeur CAZIEUX
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Qu'il reçoive ici nos hommages respectueux.

Qu'il veuille accepter nos remerciements pour le soutien qu'il a apporté à la réalisation de ce travail.

Monsieur le Professeur VAN HAVERBEKE
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Qui a bien voulu faire partie du Jury de notre Thèse.

Qu'il nous permette de lui exprimer, avec respect nos remerciements les plus vifs.

A Monsieur le Professeur BOYER
Docteur ès Sciences Physiques

qui, avec beaucoup de bienveillance, a guidé nos pas sur le chemin de la Durométrie

et qui a bien voulu avec gentillesse consacrer une partie de son temps à nous donner des conseils particulièrment précieux pour notre étude.

Qu'il nous soit permis de lui exprimer toute notre reconnaissance.

P L A N

INTRODUCTION

PREMIERE PARTIE : HISTORIQUE

A. Historique des travaux sur la dureté des tissus osseux

B. Rappel des principes classiques de mesure de dureté.

1. Les essais sclérométriques ou par rayure
2. Les essais par rebondissement
3. Les essais de pénétration

a. Dureté absolue
b. Essai BRINELL
c. Essai ROCKWELL
e. Schéma récapitulatif
f. Autres essais de pénétration

4. Les méthodes indirectes.

DEUXIEME PARTIE : DURETE ET PHYSIOLOGIE des TISSUS OSSEUX

A. Analyse des contraintes

B. Le tissu osseux

1. Les différents types histologiques de tissus osseux

a. Coupe longitudinale d'un os long
b. Structure histologique

+ Tissu osseux compact
+ Tissu haversien spongieux

2. Développement des os longs après la naissance

3. Aspect ultrastructural et dureté

a. Relation minéralisation osseuse, microdureté
b. Influence de l'orientation fibrillaire sur la durimétrie

c. Le périoste

d. Le tissu cartilagineux

TROISIEME PARTIE : LE DUROMETRE MEDICAL DE E. BOYER

A. Principe

1. La pointe pénétrante
2. Détermination de la dureté en fonction de la pénétration de la pointe

B. Description

C. Technique d'utilisation

1. Maintien du duromètre et interprétation des mesures
2. Utilisation "In vivo et in vitro"
3. Conclusion

D. Mesures corrélatives réalisées par le Dr BOYER

1. Corrélation dureté, cisaillement, allongement
2. Corrélation dureté, résilience
3. La viscoélasticité

QUATRIEME PARTIE

A. Etude en macrodureté

1. Résultats expérimentaux
2. Interprétation et discussion

a. Détermination des normes de dureté chez un chien normal de plus d'un an
b. Variations de la dureté en fonction de l'âge.
c. Relations existant entre la dureté des différents rayons osseux d'un même squelette.
d. Les points J.B. Points remarquables

B. Quelques expérimentations avec leurs commentaires en microdureté.

CONCLUSION

INTRODUCTION

La chirurgie osseuse en médecine humaine et vétérinaire a fait ces dix dernières années beaucoup de progrès, en particulier dans le domaine des ostéosynthèses où le matériel devient de plus en plus sophistiqué. Il nous a donc semblé particulièrement intéressant d'étudier, non pas ces nouvelles techniques ou leurs matériels mais d'essayer de connaître et de comprendre un peu mieux ce tissu osseux que le vétérinaire praticien manipule de plus en plus souvent et avec lequel il est de plus en plus fréquemment appelé à travailler.

Ainsi, dans une première partie, après un bref historique qui commence en 1762 avec MUSSCHENBROCK, nous énonçons les principes classiques de mesures de dureté jusqu'à ce jour utilisés.

Pour obtenir des mesures fiables de dureté et surtout pour pouvoir les analyser, il est indispensable de bien connaître le matériel que l'on étudie. C'est pourquoi, dans une deuxième partie nous présentons uniquement les principaux éléments physiologiques, anatomiques et histologiques du tissu osseux qu'il nous a semblé intéressant de rappeler pour une meilleure compréhension de notre étude; étude qui nous permet de retenir que les os et les cartilages sont des matières éminemment hétérogènes, ce qui ne complique pas la mesure mais son interprétation.

Le tissu osseux étant un tissu vivant particulièrement bien vascularisé, reflète, dans de nombreux cas , l'état physiologique de l'animal. C'est de cet état que vont dépendre de nombreuses propriétés du tissu osseux et en particulier la minéralisation et la composition physicochimique, l'orientation fibrillaire, la résistance à l'allongement et au cisaillement, la résilience, la viscoélasticité et la dureté. Ainsi, la transitivité des différentes corrélations existant entre la dureté et ces différents caractères ayant été prouvée, la connaissance précise de la dureté devient particulièrement intéressante. C'est grâce à l'appareil inventé et mis au point par le Dr BOYER, présenté dans notre troisième chapitre, que nous avons pu réaliser une telle étude. En effet le Duromètre médical du Dr BOYER semble particulièrement bien adapté à de telles mesures, facilement manipulable, allant même jusqu'à permettre des mesures in vivo percutanées sous anesthésie locale.

C'est avec cet appareil que l'on peut qualifier de révolutionnai-

UNIV. LEUVEN

re que toute notre expérimentation a été faite.

Dans un quatrième chapitre nous avons classé et ordonné ces résultats pour tenter de définir, dans un premier temps les normes de dureté d'un squelette normal, dans un deuxième temps, les relations existant entre la dureté des cinq rayons osseux : fémur, tibia, humérus, radius et scapula d'un même squelette.

I - HISTORIQUE

A. HISTORIQUE DES TRAVAUX SUR LA DURETE DES TISSUS OSSEUX

A notre connaissance les premiers essais sur les propriétés mécaniques de l'os datent de 1762 avec MUSSCHENBROCK, et les mesures ont toujours été réalisées sur éprouvettes.

En 1927 ROSSLE (62) effectua des essais de macrodureté (essai BRINELL) sur des coupes de diaphyses fémorales et estima que la dureté était liée à la densité de l'os. On pouvait envisager d'avoir une notion de dureté pour l'examen radiologique. Deux ans plus tard, LEXER (32) élève du précédent, étudie l'humérus pour lequel il trouve une dureté analogue à celle du fémur chez le même individu.

En 1954 CARSTROM (16) fut le premier à réaliser des essais de microdureté. Il devenait ainsi possible de rechercher la dureté dans les constituants histologiques de la microstructure osseuse. En 1958, AMPRINO (1) met en évidence que la dureté dépend de la minéralisation, mais également des fibres collagènres. Ce fait fut confirmé par WEAVER (71) dans des séries de tests.

C'est en 1966 que BLAIMONT et BURNY (11) démontrèrent une corrélation entre la force de traction et la dureté pour prédire les autres caractéristiques de l'os.

Tous les essais décrits précédemment ont été réalisés sur os sec, et WEAVER en 1969 montra que ces relations restaient vraies sur l'os humide.

En 1970 CURREY (19) publie un article sur les propriétés mécaniques des os et traite en particulier du mode de l'élasticité. Plus récemment, en 1973, une équipe de chercheurs JAMSON, BITTE, KNUTS et SAUGLHOSIS (32) étudie la dureté des tibias chez l'homme en envisageant la répartition de la dureté de l'os compact sur sa longueur et sur six zones différentes d'une coupe transversale. Les auteurs établirent une relation entre les degrés de dureté, les particularités mécaniques caractéristiques et la composition biochimique du tissu osseux. Ils examinèrent en outre les propriétés de la structure spatiale des formations de tissus de différentes duretés. Leurs résultats confirment l'hypothèse selon laquelle il existe des problèmes spécifiques à chaque zone dans l'adaptation rhéologique de l'os aux efforts physiques. Cette notion nouvelle de rhéologie osseuse doit, à leurs avis, être introduite en pratique chirurgicale, lors d'homoplasties de l'os.

B. RAPPEL DES PRINCIPES CLASSIQUES DE MESURE DE LA DURETE

On distingue quatre groupes de méthodes de mesures de la dureté suivant le principe utilisé :

1. Les essais sclérométriques ou par rayure

La première échelle de dureté a été établie arbitrairement par MOHS en 1820 pour les minéralogistes. Elle comprend une liste de dix minéraux classés dans l'ordre des duretés croissantes, chacun rayant le précédent et étant rayé par le suivant. Les difficultés expérimentales sont grandes et la précision relativement faible. Cette échelle est sans intérêt en métallurgie et semble difficilement utilisable pour la mesure des tissus osseux.

2. Les essais par rebondissement

L'essai consiste à mesurer la hauteur de rebondissement d'une bille tombant d'une certaine hauteur sur la surface à mesurer, en déterminant ainsi la capacité de restitution de l'énergie reçue au cours du choc. L'idée a été concrétisée sous la forme du scléroscope SHORE qui reste le plus répandu. Une petite masse d'acier, terminée par un diamant ponctuel arrondi tombe d'une hauteur fixe et rebondit sur la surface à mesurer. Il y a création d'une empreinte très peu profonde à la surface de la pièce. Cette méthode ne peut être considérée comme précise mais étant indispensable pour les grosses pièces dans l'industrie.

3. Les essais de pénétration

C'est la technique la plus répandue, qui utilise des pénétrations variées et des machines parfois très différentes mais qui repose sur le même principe.

Il s'agit d'enfoncer, dans la matière à tester un pénétrateur, ce qui demande une charge d'autant plus forte que la matière est plus dure. Il s'agit donc d'essais de compression mais pour des raisons de commodité, la charge est constante et l'on apprécie la dimension de l'empreinte. L'empreinte est d'autant plus petite que la matière est plus dure. On exprime la dureté sous la forme du quotient de la force par la surface de l'empreinte

$$H = \frac{F}{S}$$

a. Dureté absolue

Si au lieu d'imposer une charge fixe qui provoque une forte déformation permanente, on cherche à déterminer l'apparition de la première déformation, on aura un essai plus dur et vraiment non destructif. C'est ce qui est recherché au niveau de dureté dite absolue ou hertzienne qui utilise les théories de Hertz sur le contact entre une sphère et un plan. Dans le domaine élastique, on a

$$P = K\, d^3$$

P : compression de contact
d : diamètre du cercle pour lequel la déformation cesse d'être élastique

La dureté absolue ou hertzienne s'exprime sous la forme :

$$H = \frac{4}{\pi} \cdot \frac{P}{d} = K_1 d$$

et est ainsi proportionnelle théoriquement au diamètre de l'empreinte.

b. Essai BRINELL

Cet essai consiste à appliquer des charges sur des billes de diamètre convenable. Les machines sont très simples et très anciennes. Généralement on utilise une bille de 10 millimètres avec une charge de 29400 newtons (3000 Kgf) et une bille de 5 millimètres de diamètre avec une charge de 7950 N (750 Kgf). On peut éventuellement utiliser une bille de 1 mm avec une charge de 294 N (30 Kgf). La mesure de l'empreinte se fait après coup avec une règlette ou une oculaire microscopique.

c. Essai ROCKWELL

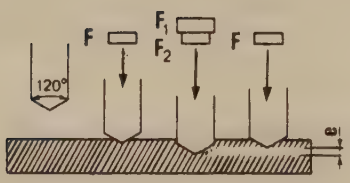
Les machines ROCKWELL utilisent de petits pénétrateurs avec des charges relativement faibles : elles sont donc compactes et assez commodes: on ne mesure pas le diamètre de l'empreinte, mais la profondeur avec un comparateur au micron.

La dureté s'exprime d'ailleurs directement en fonction de la profondeur et le cadran est gradué en H R (Hardness ROCKWELL), ce qui constitue un des avantages de cette technique. L'état de surface doit être

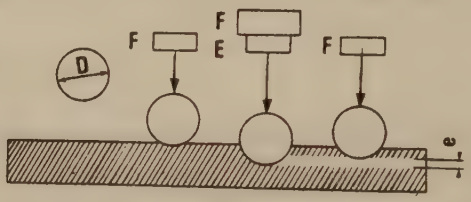
bien meilleur qu'un essai BRINELL et un bon parallèlisme des faces de l'échantillon est nécessaire.

Pour les essais ROCKWELL B et C, la précharge est de 98 N (10 Kgf). Le pénétrateur ROCKWELL B est une bille de 1/16° de pouce de diamètre (1,59 mm); la charge totale est 980 N (100 Kgf). On a

HRB : 130 - e e = profondeur de pénétration exprimée en multiples de 0, 002 mm (une pénétration de 0, 002 mm correspond à 129 H R B



ROCKWELL C



ROCKWELL B

Il existe d'autres essais usuels ROCKWELL, en particulier les essais superficiels pour les produits minces ou couches minces. Les pénétrateurs sont identiques, mais les précharges sont réduites à 29 N (3 Kgf) et les charges totales à 147, 294 ou 441 N (15, 30 ou 45 Kgf). L'unité d'enfoncement rémanent vaut alors 0, 001 mm au lieu de 0, 002 mm. Ces essais sont utiles sur les produits minces car on a un effet d'enclume dès que la profondeur de pénétration est trop grande vis à vis de l'épaisseur du produit.

Cet effet d'enclume existe malgré tout dans les essais du type superficiel que l'on désigne pour cela sous le vocable de conventionnels.

d. Essai VICKERS

Comme dans les essais BRINELL, on mesure les dimensions de l'empreinte laissée par un pénétrateur. Le pénétrateur est une pyramide à base

carrée en diamant, d'angle au sommet de 136° entre faces opposées. L'empreinte est carrée; on mesure, grâce à un microscope, la longueur des deux diagonales. Leur moyenne d donne la dureté.

La préparation de la surface doit être soignée, ce qui implique en général une rectification et un polissage. C'est le grand défaut de l'essai VICKERS qui est par contre certainement le plus précis.

e. Schéma récapitulatif

type	symbole	pénétrateur	charge	Mesure	Formule F en Newton
BRINELL	HB	bille de 10 mm bille de 5 mm	29400 7350	diamètre d mm diamètre d mm	$HB = \frac{0,102\ F}{D(D-\sqrt{D^2-d^2})}$
ROCKWELL B	HRB	bille acier 1,5875 mm	98+882=980	profondeur e en $\frac{\text{micron}}{2}$	HRB= 130 - c
ROCKWELL C	HRC	cône diamant 120°	98+1372= 1470 e	"	HRC = 100 - c
VICKERS	HV	pyramide diamant 136 °	49 à 980	diagonale d mm	$HV=2\frac{0,102F\sin(\frac{136°}{2})}{d^2}$

f. Autres essais de pénétration

Outre les essais de ROCKWELL superficiels, on peut citer les essais VICKERS sous faible charge et la microdureté, la dureté KNOPP et les essais dynamiques (dureté POLDI). La dureté sous faible charge VICKERS, c'est-à-dire entre 0, 98 N (100 grs) et 49 N (5 Kgf) est la plus utilisée. Elle est réalisée sur des machines spéciales avec des microscopes grossissant davantage que ceux des machines VICKERS classiques, mais les résultats ne sont pas très différents.

4. Les méthodes indirectes

Les méthodes indirectes ne font pas intervenir la notion de pénétration d'un corps par un autre corps.

. Les méthodes radiographiques qui donnent plus une notion de

densité que de dureté

. Les méthodes magnétoscopiques qui ne permettent de contrôler que les métaux ferro-magnétiques
. Les méthodes ultrasonores qui semblent ne pas convenir pour les matières hétérogènes
. La thermographie qui constitue pour le médecin un complément indispensable de la radiographie, mais donne également une notion de densité.

II - DURETE ET PHYSIOLOGIE DES TISSUS OSSEUX

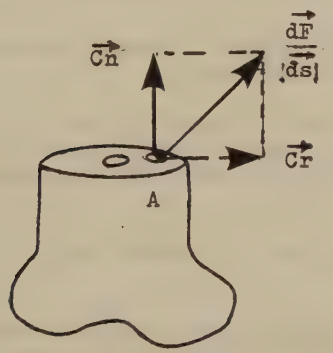
La plupart des pièces osseuses sont soumises à des sollicitations de compression (poids du corps et charges éventuelles portées par le corps) et à des sollicitations de flexage. La compression simple et la flexion représentent des sollicitations physiologiques.

Le flexage dû à une variation brusque fait intervenir la résistance au choc (la résilience) : notion importante dans les accidents. Il existe une relation entre la dureté et la résilience : plus une matière est dure, plus elle est cassante. Mais il faut se garder de généraliser, car les variétés allotropiques pour un même matériau changent complètement les caractéristiques.

Notre problème est donc de savoir si la structure cristalline des os a une influence sur les caractéristiques mécaniques.

A. Analyse des contraintes

Une petite surface élémentaire $\vec{ds}$ en A d'une section osseuse subit de la partie proximale une force $\vec{df}$. La contrainte de la matière dans la facette A est le quotient $\frac{\vec{dl}}{|ds|}$ avec $\vec{ds} = \vec{n}\, ds$.



la contrainte $\frac{\vec{dl}}{|ds|}$ a dans le cas général, une direction quelconque et admet deux composantes, l'une normale au plan, l'autre située dans ce plan.

La première composante $\vec{Cn}$ est une contrainte normale qui peut être dirigée vers l'extérieur ou vers l'intérieur. Vers l'extérieur, nous avons une tension, vers l'intérieur une pression.

La deuxième composante $\vec{Cr}$ est la composante tangentielle,elle

correspond à une tendance áu glissement dans le plan. Cette contrainte est appelée cission.

Les os longs sont sensibles aux sollicitations de flexion-compression. Dans de nombreuses fractures, la rupture ne se produit pas au point critique. D'après le Dr. BOYER ce phénomène a deux causes principales.

1. Les tissus mous avoisinants jouent un rôle important dans la pièce osseuse.

2. Lorsqu'un os est atteint pathologiquement, il ne l'est pas dans son ensemble.

Des mesures de dureté en cours de cure d'une coxarthrose; la tête fémorale était très pathologique et les mesures sur le col du fémur ont donné des valeurs normales.

Dans le cas d'une fracture du cubitus caractérisée par une poussée brusque suivant l'axe longitudinal de l'os (fracture de Montégia) il y a donc flexion-compression; on trouve la fracture dans le tiers moyen supérieur : dans ce cas, le point de rupture correspond aux tests faits en laboratoire.

BLAIMONT (10) a étudié la flexion-compression par la mesure extensométrique des déformations. 3 points sont remarquables.

1. A chaque niveau de la diaphyse, la valeur maximale de compression dépasse celle de l'étirement.

2. Dans la diaphyse moyenne, les moments d'inertie s'égalisent quel que soit l'axe par rapport auquel on les calcule.

Il résulte que la diaphyse a une forme susceptible de résister à des efforts de flexion multi-directionnels.

3. La compression du fémur ne s'accompagne pas d'un effet de torsion.

On distingue les contraintes propres; contraintes internes dans un corps non sollicité d'origines thermique, chimique ou pathologique pour l'os. Lorsqu'elles n'existent pas, le corps est dit élastiquement neutre par opposition aux contraintes de charge qui sont dues à l'action des sollicitations. La contrainte au point A pour une surface $\vec{ds}$ est dans le cas général, la somme géométrique de la contrainte propre et de la contrainte de charge.

B. Le tissu osseux

C'est un tissu de soutien de type conjonctif formé de cellules, de substance fondamentale et de fibres. La substance fondamentale est résistante et calcifiée. Chez un individu moyen le squelette représente 12% du volume et 15% du poids total du corps. Sur un squelette sec et libre de graisse on trouvera 65 à 67 % de minéraux et 35% à 33% de substance organique constitué en grande partie par du collagène. MOSS trouva une relation semblable chez les poissons téléostéens. Les pourcentages des poids de phosphore et de calcium dans un squelette sec et débarassé de ses graisses sont respectivement de 18% et 38%. D'où un rapport

$$\frac{\text{Poids calcium}}{\text{Poids phosphore}} = 2{,}1$$ qui rapporté en molécules est de 1,67

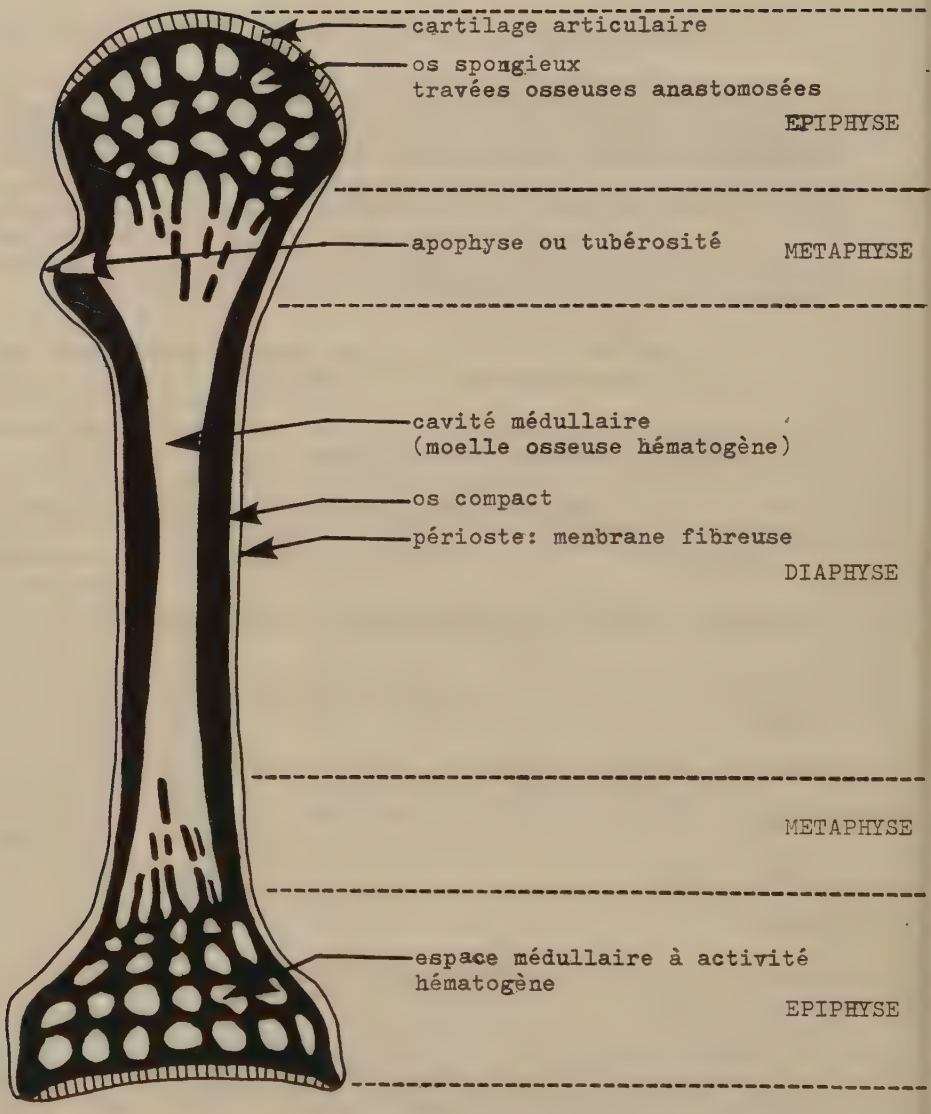
Ces proportions sont caractéristiques des cristaux d'hydroxyapatite qui forment la composante principale de l'os.

1. Les différents types histologiques de tissu osseux

animal	nombre de spécimens	diamètre moyen de l'ostéone d'un fémur
rat	3	72 ± 14 μ
lapin	6	98 ± 22 μ
chat	6	163 ± 30 μ
chien	4	154 ± 38 μ
singe (rhésus)	2	216 ± 52 μ
homme	26	223 ± 50 μ
bovin	4	250 ± 40 μ

extrait du Jowrey 1966

Jowrey démontre que, jusqu'à 250μ environ la taille des ostéones croît avec celle de l'espèce considérée. Au-delà de cette limite, une augmentation de la taille n'implique plus une augmentation correspondante du diamètre de l'ostéone.



COUPE LONGITUDINALE D'UN OS LONG

Amprino (1943) a montré que les espèces de grande taille avaient un squelette plus remanié et qu'au sein d'une même espèce les individus les plus grands présentaient la concentration haversienne la plus élevée.

Cuney (1964) montre que chez l'homme sur des sections de diaphyses fémorales, la dimension des systèmes haversiens diminue très significativement avec l'âge.

Chaque système de Havers complet comporte

. le canal de Havers central. Lorsqu'il est volumineux, il contient une artériole et une veinule, parfois un lymphatique, entouré de tissu conjonctif lâche.

. Autour du canal, les lamelles osseuses vont former la majeure partie du tissu osseux compact. Ces lamelles vont comporter comme tout tissu conjonctif trois éléments. 1. Les cellules osseuses ou ostéocytes situées dans l'ostéoplastes creusées dans la substance fondamentale. Ces cellules sont allongées parallèlement à la limite circulaire du système de Havers et au canal de Havers. Leur plus grand axe est parallèle à ce canal, elles mesurent 20 à 30 microns de long sur les coupes transversales.

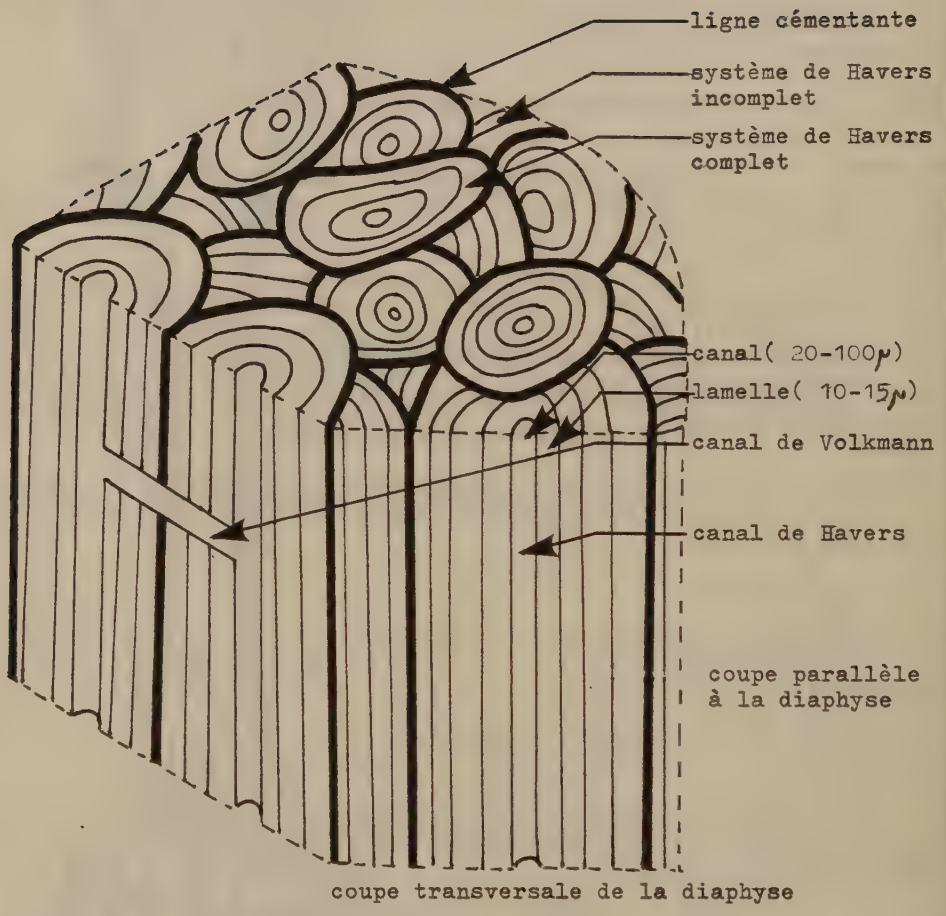
2. La substance fondamentale osseuse. L'étude de la diffraction aux rayons X montre qu'il s'agit de cristaux ayant la structure des apatites.

sels minéraux	70 %		
eau	8 %		
mucopolysaccharides	5 %		
divers (citrate, protéines)	1,5 %	et 20% collagène	analyse chimique du tissu osseux
substance fondamentale			

3. Les fibres

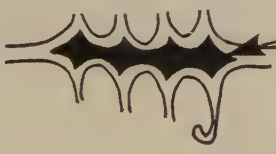
Elles sont parallèles aux canaux de Havers, ou au contraire, de disposition radiaire.

Ainsi les systèmes de Havers en se disposant parallèlement les uns aux autres, vont former eux-mêmes le tissu osseux compact. Ce tissu haversien compact est extrêmement résistant et cette résistance provient non seulement de sa richesse en éléments minéraux, mais aussi de la présence d'une trame collagène très dense et orientée.



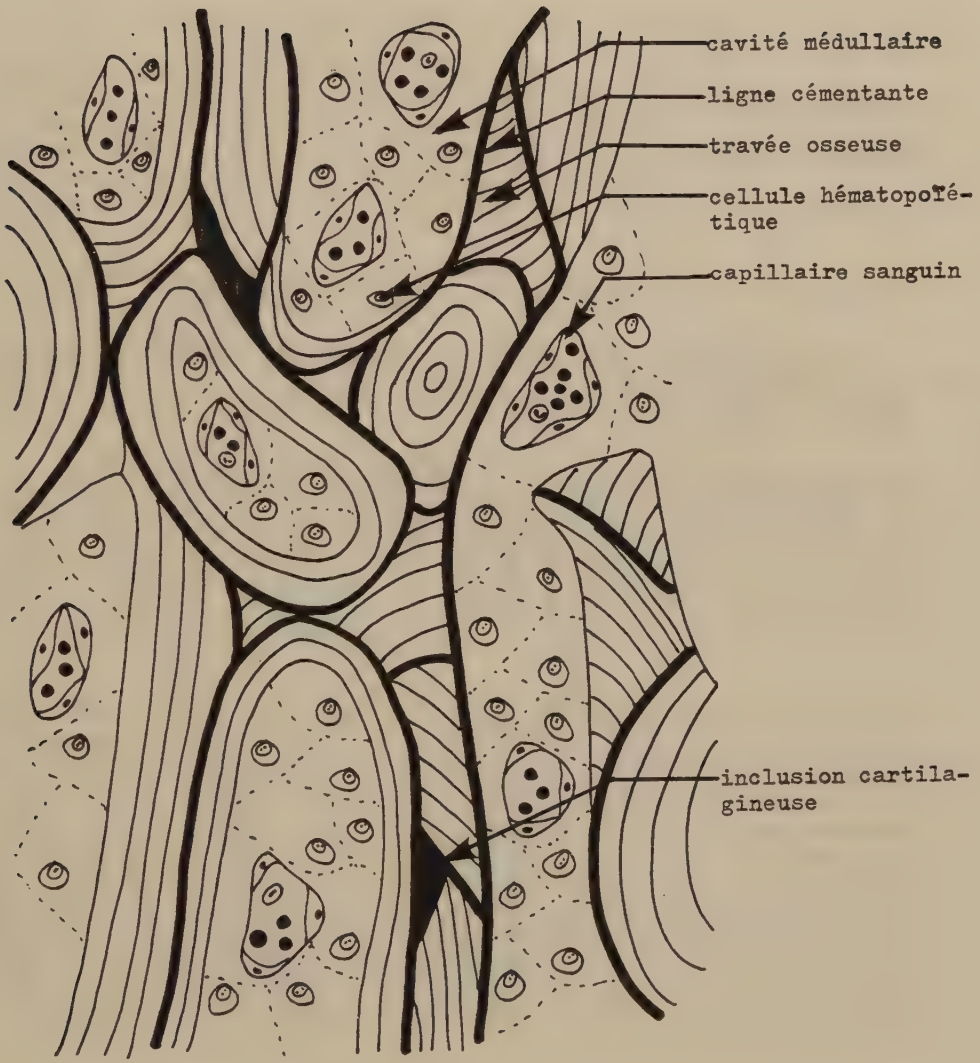
STRUCTURE HYSTOLOGIQUE DU TISSU OSSEUX COMPACT VU AU PETIT GROSSISSEMENT DU MICROSCOPE OPTIQUE

STRUCTURE HISTOLGIQUE DU TISSU OSSEUX COMPACT VU AU FORT GROSSISSEMENT DU MICROSCOPE OPTIQUE



+ Tissu Haversien spongieux

En général, on n'observe que des systèmes de Havers incomplets, les fragments de lamelles pouvant être concentriques par rapports aux cavités médullaires. Les ostéocytes ont la même structure et sont réunis par des canalicules qui débouchent directement dans les cavités médullaires. L'orientation des travées osseuses est conditionnée par des facteurs mécaniques, c'est-à-dire par des pressions ou des tractions. Elle peut se modifier si ces facteurs mécaniques varient eux-mêmes : cela s'observe lors des fractures avec déplacement osseux.



TISSU HAVERSIEN SPONGIEUX

2. Développement des os longs après la naissance

La formation du tissu osseux durant la vie embryonnaire aboutit à donner au nouveau-né un squelette non rigide, formé de tissu osseux spongieux primitif. Le premier tissu osseux qui apparaît est toujours du tissu osseux spongieux primitif. Il est caractérisé par sa structure non lamellaire et s'oppose en ceci au tissu osseux lamellaire (ou tissu osseux "secondaire") qui, toujours, viendra remplacer le tissu osseux spongieux primitif.

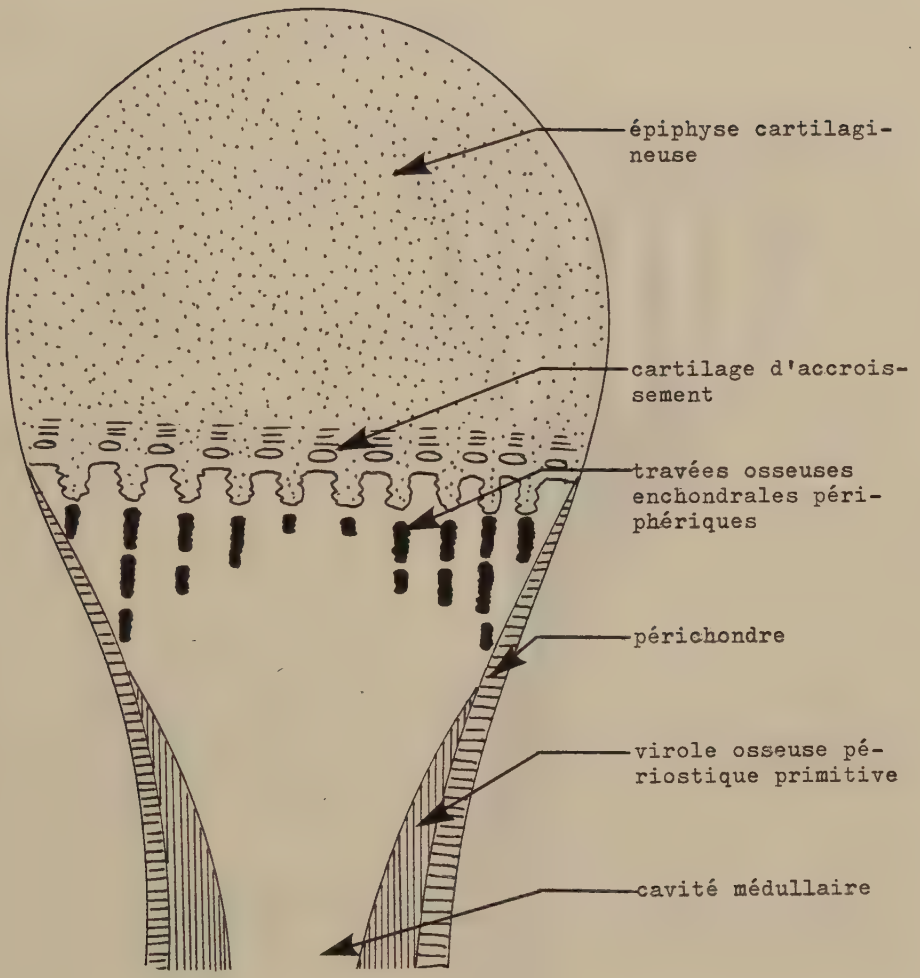
Selon JEE, BARTLEY, LOOPE et DOCKUM, on rencontre successivement quatre types d'os au niveau de l'os compact du chiot de 0 à 200 jours.

1. De la naissance à 45-60 jours, l'os compact des chiots est formé de tissu osseux spongieux, primitif (trabecular bone). Il est caractérisé par de grandes lacunes séparées par des travées osseuses qui s'épaississent par dépôts de couches successives.

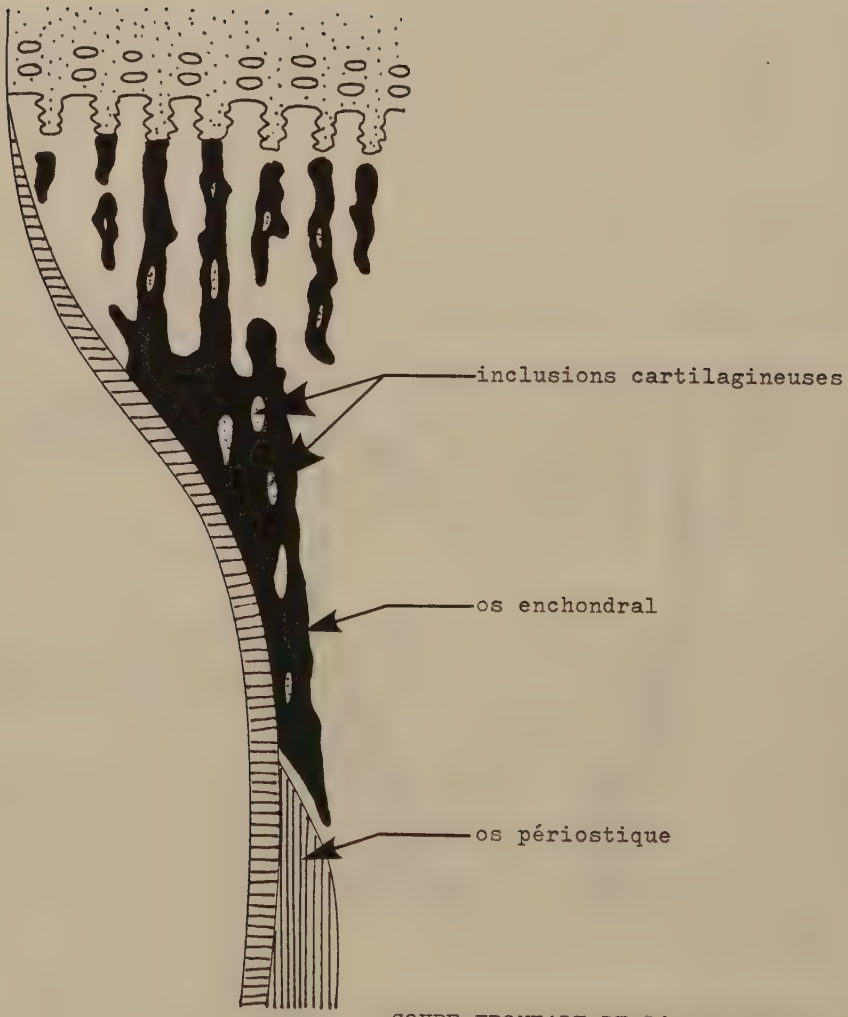
2. à partir de 70 jours, on rencontre de l'os "laminaire" (laminar bone). Il est formé pendant la période de croissance maximum. Sa formation est due au dépôt de couches successives sur les parois des espaces vasculaires et médullaires pour aboutir, par endroits, à la réalisation des "ostéones primitifs". Ainsi est constitué entre 2 et 3 mois le tissu osseux compact primitif. Cet os va rester sans modification pendant une trentaine de jours, ne faisant que s'épaissir puis, il sera détruit par l'ossification secondaire.

3. L'ossification secondaire commence en fait avant que l'ossification primaire ne soit complètement terminée. Petit à petit, le tissu osseux primaire va être détruit par les ostéoclastes et remplacé par du tissu osseux compact adulte (ou lamellaire). Ce processus représente l'ossification secondaire. Il aboutit à partir de 90-100 jours à donner chez le chien un nouveau type d'os que les auteurs américains dénomment : "osteonal bone" soulignant en cela l'apparition des ostéones secondaires. Cet os est le résultat du creusement par les ostéoclastes de cavités cylindriques (lacunes de HOWSHIP) occupées par des vaisseaux sanguins, sur les parois desquelles sont ensuite déposées par les ostéoblastes des lamelles concentriques successives de tissu osseux. Ainsi, sont donc constitués les ostéones secondaires (plus longs, plus irréguliers et moins minéralisés que les ostéones primitifs) qui vont progressivement remplacer le tissu osseux compact primitif.

4. Le quatrième et dernier type d'os à apparaître chez le chien est l'os lamellaire circonférentiel et cela avant l'arrêt de croissance de l'os. Cet os se forme en face externe de la corticale et sur l'endoste, réalisant le système circonférentiel externe et le système circonférentiel interne.



COUPE FRONTALE DE L'EXTREMITE PROXIMALE D'UN OS LONG EMBRYONNAIRE



COUPE FRONTALE DE L'EXTREMITE PROXIMALE
D'UN OS LONG APRES LA NAISSANCE

La diaphyse est faite dans un premier stade uniquement d'os périostique, celui-ci formant la virole osseuse périostique primaire. Cette formation une fois constituée n'est pas modifiée.

Le rôle de l'ossification enchondrale dans l'édification de la diaphyse peut faire défaut dans certains cas. Pour certains os longs (métacarpiens et matatarsiens) l'os enchondral reste central, médullaire et toute la diaphyse est formée uniquement par un étui osseux d'origine périostique qui s'accroît par ses deux extrêmités. Pour certaines pièces osseuses, les processus histologiques de l'ossification varient suivant la face considérée de l'os. Ex. le tibia.

Ossification diaphysaire particulière du tibia : la face postérieure est faite uniquement d'os périostique : cet os est reconnaissable car il est dépourvu de toute inclusion cartilagineuse.

Ces variations des mécanismes de l'ossification dépendent probablement de plusieurs facteurs. Elles sont dues en grande partie à la forme de l'épiphyse qui conditionne elle-même l'intervention ou non d'un phénomène particulier appelé la résorption modelante :

. lorsque les épiphyses sont évasées, la face diaphysaire correspondante est d'origine enchondrale,

. lorsque les épiphyses sont plates, la face diaphysaire correspondante est d'origine périostique.

C'est dans le premier cas seulement qu'intervient la résorption modelante. Pour passer ainsi du stade (1) au stade (2), c'est-à-dire pour qu'il y ait allongement de la diaphyse, il faut qu'une partie de l'épiphyse soit résorbée. L'épiphyse en effet est ici plus large que la diaphyse. Or, l'os long qui prolonge l'étui diaphysaire ne peut se constituer que de dedans en dehors. Il sera donc obligatoirement d'origine enchondrale.

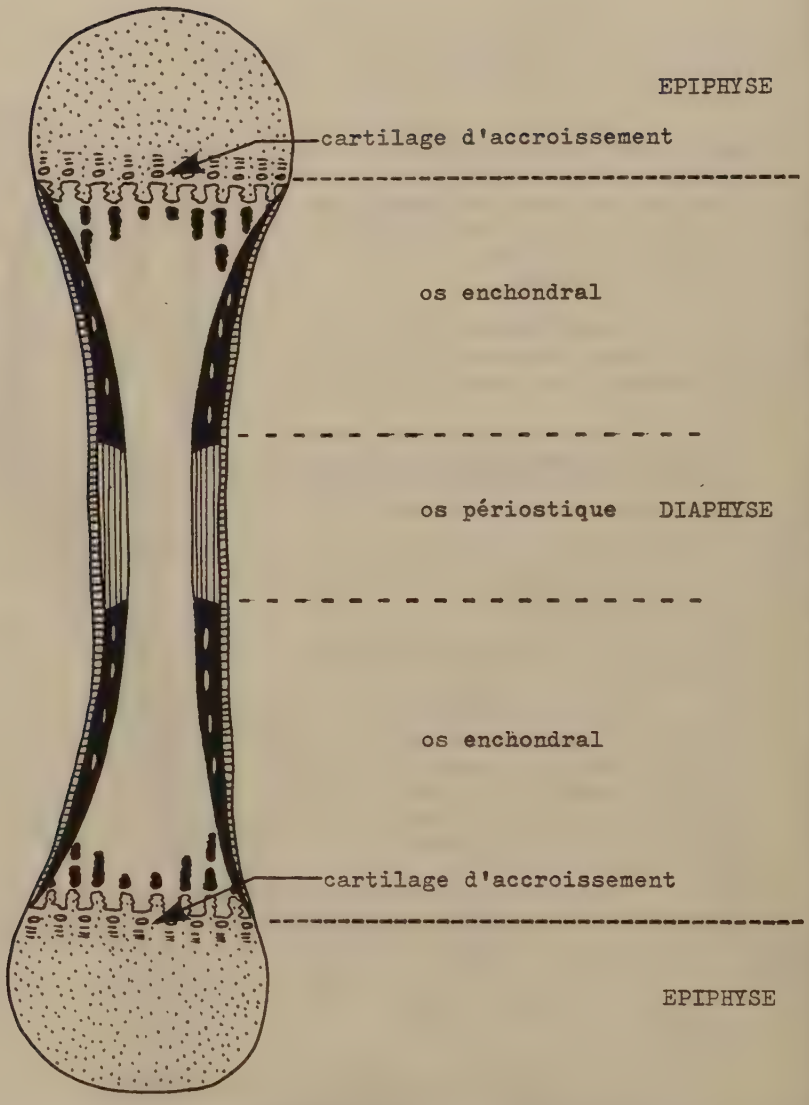
Dans le cas d'une face plane par contre l'allongement de la diaphyse n'exige plus l'intervention de la résorption modelante. L'os pourra se constituer de dehors en dedans : il sera donc d'origine périostique.

Les épiphyses sont faites de tissu spongieux d'origine enchondrale.

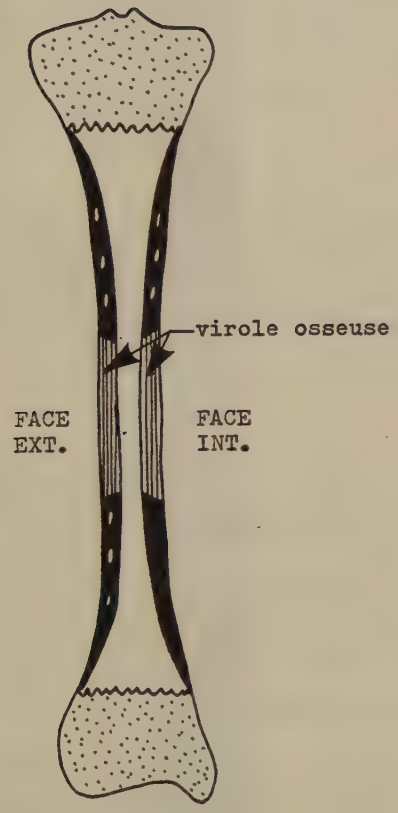
b. La phase secondaire de l'ossification - période des remaniements -

+ Croissance en longueur

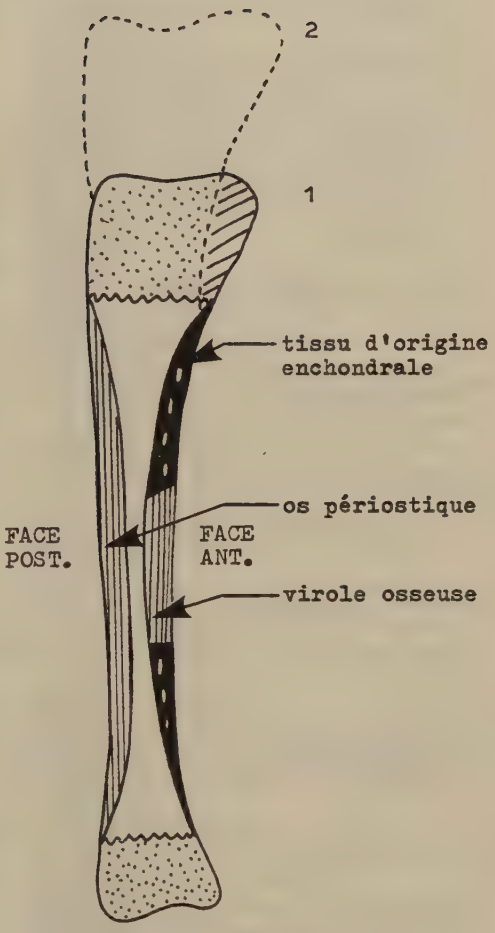
Assurée par le cartilage d'accroissement que l'on appelle à ce



ROLE DU CARTILAGE D'ACCROISSEMENT DANS L'OSSIFICATION DIAPHYSAIRE



coupe frontale



coupe sagittale

OSSIFICATION DIAPHYSAIRE PARTICULIERE DU TIBIA

stade cartilage de conjugaison car les épiphyses, comme la diaphyse, sont alors en voie d'ossification.

+ Croissance en épaisseur

Due à l'activité ostéogène du périoste. L'os nouveau ainsi formé va épaissir la virole osseuse primitive et ensuite, en débordant de part et d'autre de cette virole, il va épaissir de dehors en dedans l'os enchondral primitivement formé. Dans ces conditions, les portions distales de la corticale diaphysaire sont formées en dedans d'os enchondral et en dehors d'os périostique.

C. Le phénomène d'haversification

Les tissus osseux qui se forment à partir du périoste ou du cartilage de conjugaison, aussi bien dans la diaphyse que dans les épiphyses ne correspondent pas à des tissus osseux adultes. Ce sont des formations éphémères dont la structure va faire l'objet de profonds remaniements. L'haversification commence dans la partie centrale de la diaphyse et elle s'étend ensuite vers les deux épiphyses.

D. Le modelage de l'os

L'os modifie non seulement sa structure mais aussi sa forme au cours des derniers stades du développement. Ce modelage de l'os ou "variation modelante" comporte essentiellement les deux processus suivants :

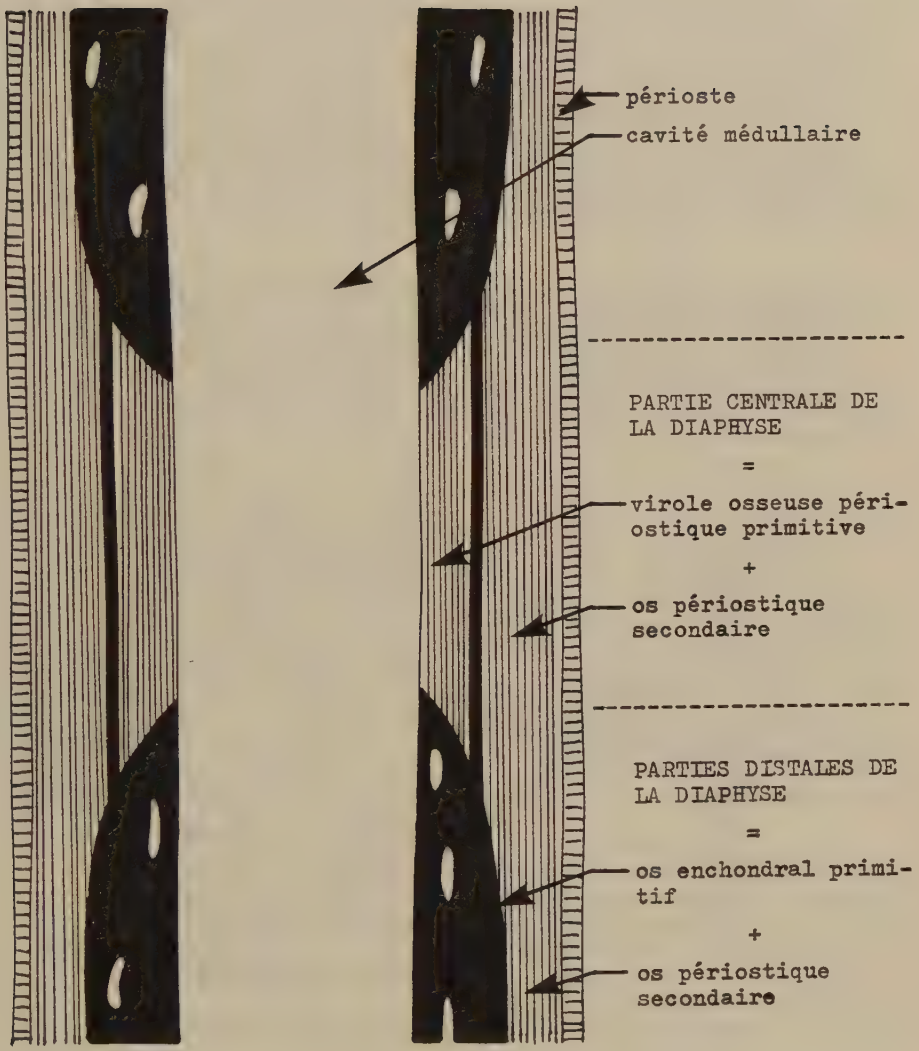
. élaboration en des points limités de la diaphyse de tissu osseux, assurant la formation des apophyses, des tubérosités ou des crêtes. Cette élaboration ne peut se faire que par un apport périphérique de tissu osseux : elle sera donc réalisée par le périoste.

. modification de forme de la diaphyse.

Au cours du modelage de l'os, une face plane peut devenir convexe grâce à une résorption interne (par ostéoclasie médullaire) et à une ostéogénèse périphérique donc périostique ou devenir concave grâce à une résorption externe (ostéoclasie d'origine périostique) et l'ostéogénèse est alors d'origine médullaire.

3. Aspect ultrastructural et dureté

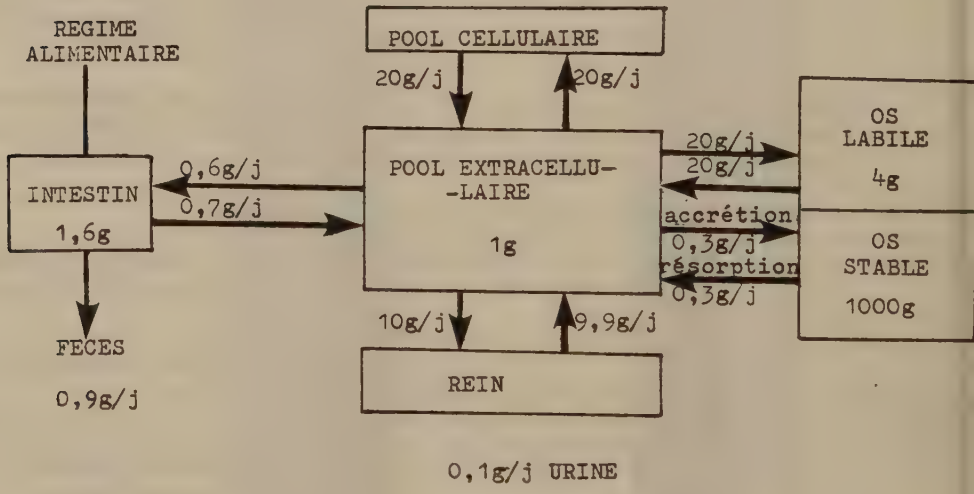
Les os sains sont composés de tissus osseux proprement dit c'est-à-dire d'une matrice collagène extracellulaire minéralisée, d'ostéoblastes,



CONSEQUENCE DE LA CROISSANCE EN EPAISSEUR SUR LA STRUCTURE DIAPHYSAIRE

d'ostéocytes, de cellules indifférenciées, d'ostéoclastes et de tissus mous tel que moelle graisseuse et hématopoïetique et système vasculaire. Le tissu osseux quand il est convenablement organisé et distribué dans un os sain permet à ce dernier de jouer à la fois un rôle mécaniquement très efficace et aussi un rôle fondamental celui de réservoir d'ions par lequel la concentration physiologique de certains ions comme le calcium dans le liquide extracellulaire est maintenue. Aucune cellule osseuse n'est distante de plus de 0, 25 millimètre d'un vaisseau sanguin et la distance moyenne entre la cellule osseuse et son vaisseau sanguin est de 0, 1 millimètre même dans les os les plus compacts.

Ainsi prenons comme exemple le pool calcique : quantité de calcium tissulaire et extra-cellulaire échangeable au niveau d'un organisme. C'est en partie parce que les sinusoïdes sanguins et les petits vaisseaux sanguins sont une partie intégrante de l'os compact et spongieux que la calcémie est une constante physiologique fixe chez un même individu. Les valeurs de référence chez le chien sont 4, 5 à 5, 2 m Eq/l (1m Eq Ca^{++} = 20 mg).



Le fond commun du calcium (d'après A.B. BORLE, les chiffres correspondent à l'homme).

Il y a une grande variation dans la densité d'une population d'os sains dépendant de l'importance relative de la minéralisation de la matière osseuse et des espaces osseux c'est-à-dire canalicules-cellules-moelle etc.. Le facteur le plus important dirigeant la densité des spécimens d'os sains est la quantité d'espace de moelle vascularisée en relation avec la quantité d'espace de la matrice de l'os. L'espace de la matrice de l'os est normalement dilué par l'espace des "caissons", canalisations et ostéocytes. La parenté moyenne est considérée comme étant de 92% de matrice d'os et 8% de lacunes, ostéocytes et canalisations. La densité de ce mélange quand la matrice de l'os est complètement minéralisée est d'environ 2, 15, tandis que la densité de la matrice d'os complètement minéralisée considérée séparément a une densité voisine de 2, 25 (58).

L'os doit sa dureté à la minéralisation de la matrice organique fibreuse. Le calcium de l'os est partiellement sous forme d'hydroxyapatite de calcium, et de phosphates, probablement reliés dans une structure plus complexe dont la formule peut être écrite : $Ca\ CO_3\ X_n\ Ca_3\ (PO_4)_2$. En fait, l'os n'a pas toujours une composition constante car, les cristaux peuvent absorber différents groupes ioniques. On rencontre ainsi une quantité non négligeable d'ions citrates (considérés être à la surface des cristaux) et carbonates. Ces derniers peuvent être soit en surface soit substitués aux ions phosphatés (PO_4^{--}) dans la structure du cristal. La substitution de l'ion ($O\bar{H}$) par le fluor est courante, elle est fonction de l'apport fluoré fourni par l'eau de boisson. D'autre part divers ions peuvent se substituer au calcium dans le cristal osseux en particulier le plomb, le sodium, le strontium et le radium. Les sels minéraux de la matrice protéique apparaissent en microscopie électronique sous forme de fines aiguilles ou de prismes hexagonaux, dont le grand axe est parallèle à celui des fibres collagènes, et qui sont, soit accolés à la surface de ces fibres, soit incorporés à l'intérieur même des fibres. Ces prismes s'étendent fréquemment le long de plusieurs périodes de fibres collagènes sur 3000 à 4000 Å . La surface de ces cristaux en contact avec les liquides interstitiels et les cellules osseuses est considérable, ce qui facilite les échanges (on estime qu'un gramme de cristal osseux a une surface de 100 m^2 . (58).

Les assemblages de calcium et phosphate passent toujours par le stade non cristallisé avant que les cristaux apparaissent (21). Le terme non cristallin est préférable à amorphe parce que ces précurseurs de cristaux d'os ont une morphologie au microscope électronique : noyaux pateux comme des sphères. Sa quantité diminue avec l'âge.

La quantité de collagène par unité de volume de matrice d'os en

lamelle apparaît relativement constante parmi les membres normaux d'une population animale. Seules des petites surfaces de matrice d'os peuvent contenir légèrement plus de collagène par unité de volume. Les limites de ces variations sont définies dans la table d'analyse standard (21).

La grande partie de l'eau dans les os minéralisés est située dans l'espace M.V.O. : (Marrow, Vascular, Ostéocyte) moelle, vascularisation, ostéocyte. Une petite portion d'eau est stockée dans la matrice des os même après la complète minéralisation. Le poids de collagène : hydroxyapatite dans une unité de volume de matrice d'os chez une espèce donnée est étonnemment constant. La matrice d'os ne diminue pas pendant la déminéralisation ni n'augmente pendant la minéralisation. Finalement les cristaux d'os remplacent pratiquement la matrice d'eau volume pour volume pendant la minéralisation (60).

Blaimont (10) réalisa des expériences précises que l'on peut résumer ainsi

1. Relation minéralisation osseuse-microdureté

Il rechercha les variations de la teneur minérale mesurée par histophotomètrie des microradiographies et les variations de microdureté correspondantes et il constata que les tracés obtenus présentaient des variations parallèles

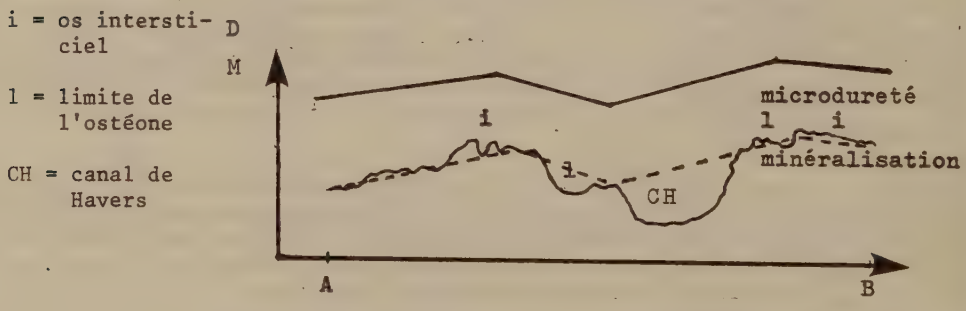


DIAGRAMME DURETE MINERALISATION ENTRE DEUX POINTS A et B

Sur une de ces microradiographies, il établit le rapport constant entre la minéralisation moyenne de l'ostéone (20 mesures) et celle de l'os interstitiel (20 mesures). Comparativement il rechercha la dureté moyenne de l'ostéone (25 mesures) par rapport à celle de l'os interstitiel (17 me-

sures). Les valeurs durimétriques se présentent dans le même rapport que les valeurs densitométriques pour cette préparation.

	HV Dureté "Vickers" Kg/mm2	Minéralisation (indice densitométrique)
Ostéone	49,2 ± 1, 5	89,9 ± 1, 7
Os interstitiel	53,3 ± 1, 8	94,5 ± 0, 9
HV ostéone : HV interstitiel	0, 92 ± 0,05	minéralisation 0 / minéralisation i = 0, 95 ± 0,30

2. Influence de l'orientation fibrillaire sur la durimétrie

L'influence de l'orientation des fibres collagènes sur la dureté fut appréciée sur deux surfaces se coupant à angle droit d'une même préparation de diaphyse fémorale.

Les ostéones se présentent longitudinalement sur une face, transversalement sur l'autre, de telle sorte que les deux séries de mesures sont pratiquement effectuées dans le même groupe d'ostéones à la fois parallèlement et perpendiculairement au sens général des fibres collagènes. La différence entre les moyennes calculées sur ces deux séries de mesures n'est pas significative.

Transversale HV = 55,6 ± 2,5 kg/mm2

Longitudinale HV = 54,4 ± 1, 8 kg/mm2

Blaimont conclut donc

1. sur une même préparation, il semble exister une corrélation étroite entre les variations de la microdureté osseuse et celles de la teneur minérale de l'os.

2. Sur le matériel humain considéré, l'orientation fibrillaire ne paraît pas modifier la valeur de la dureté.

C. Le périoste

1. Histologie

Le périoste qui recouvre la face externe de la pièce osseuse consiste en une gaine fibro-vasculaire présentant deux couches conjonctives.

a. la couche externe ou couche tendiniforme se continue avec le tissu conjonctif lâche au voisinage ou avec les aponévroses et les tendons. Il s'agit d'une membrane fibreuse, solide, composée de faisceaux conjonctifs longitudinaux avec quelques fibres élastiques et des cellules fixes entre. Elle contient en outre de très nombreux vaisseaux.

b. la couche interne ou étui fibro élastique , adhérant intimement à l'os est beaucoup plus riche que la précédente en fibres élastiques et en cellules fixes. Les fibres conjonctives et élastiques (fibres arciformes de RANVIER) se perdent dans la substance osseuse et relient le périoste à l'os, elles forment dans le tissu osseux les fibres de SHARPEY.

2. Histophysiologie

Les cellules fixes se comportent comme des ostéoblastes et sont responsables de l'accroissement de l'os en épaisseur et de la réparation de l'os dans les fractures. Cette propriété ossificatrice disparaît à l'âge adulte, mais est susceptible de réapparaître lors d'irritations ou d'inflammations, pouvant occasionner des exostoses ou ostéophytoses sous périostés.

Les vaisseaux du périoste participent à la nutrition de l'os et tous les vaisseaux nourriciers de l'os le traversent.

Le périoste contient de nombreux nerfs sensitifs ayant à leur origine un corpuscule de Vater-Pacini ou des terminaisons libres périarticulaires.

3. Conclusion

Nous pouvons donc retenir :

. que le périoste est une membrane fibreuse assez élastique pour ne pas gêner le contact d'un pénétrateur, sous réserve que, dans le processus de la mesure il y ait précharge.

. qu'il s'agit d'une membrane très sensible et d'une importance primordiale dans la nutrition de l'os; aussi devra-t-elle être préservée et respec-

tée le plus possible.

D. Le tissu cartilagineux

Le tissu cartilagineux est un tissu de soutien de type conjonctif, formé de cellules, de substance fondamentale et de fibres. La substance fondamentale est particulière, résistante et élastique, donnant au cartilage sa consistance caractéristique.

Le tissu cartilagineux constitue les pièces squelettiques chez les vertébrés inférieurs; chez les vertébrés supérieurs, il constitue certaines formations squelettiques de l'adulte. Par ailleurs, le tissu cartilagineux forme les premières ébauches des pièces osseuses et est ensuite remplacé par le tissu osseux.

On distingue le tissu cartilagineux hyalin, le cartilage élastique, le cartilage fibreux et le cartilage à cellules rameuses.

seul le cartilage hyalin nous intéresse puisque lui seul forme le cartilage articulaire et comme tout tissu conjonctif il comporte 3 éléments.

1. les cellules cartilagineuses ou chondrocytes

Eléments globuleux non ramifiés, isolés ou groupés en petit nombre, formant alors des chondrones. Les chondrocytes sont situés dans des cavités creusées dans la substance fondamentale cartilagineuse appelées chondroplastes.

2. la substance fondamentale

Elle est très abondante, très proche de la substance fondamentale du tissu conjonctif proprement dit, mais elle est pauvre en eau et plus riche en mucopolysaccharides et notamment en chondroïtine sulfate. Ce dernier composé serait à la fois libre et combiné à une protéine formant la substance chondromucoïde.

3. Formations fibreuses

Ces fibrilles forment des sortes de paniers autour des chondromes et des faisceaux encore appelés trajets inter-territoriaux entre les chondromes.

III - LE DUROMETRE MEDICAL DE E. BOYER

A. Principe

La dureté se définit par la résistance à la pénétration.

1. La pointe pénétrante

Monsieur Edmond BOYER a opté pour une pointe pénétrante unique de 40° d'angle au sommet, avec un arrondi de 0, 2 millimètre de rayon. Cet angle de 40° est satisfaisant pour deux raisons :

1. il correspond aux angles que l'on trouve sur les instruments chirurgicaux en contact avec l'os (broches transtibiales, divers trocards, trépans... etc).

2. Les 13 premiers centièmes de mm correspondent à la pénétration d'une bille (généralement absorbés par la précharge), suivie de la pénétration du cône de 40°. Cet angle permet d'avoir une continuité dans la progression de la surface de l'empreinte par rapport à la pénétration.

2. Détermination de la dureté en fonction de la pénétration de la pointe

1er temps

Résistance obtenue en fonction de la surface de la calotte sphérique

2ème temps

Résistance obtenue en fonction de la surface totale de la pénétration de la pointe conique.

Sco + surface du tronc de cône d s

Surface latérale du cône de hauteur H $So = \pi rl = \pi r \sqrt{r^2 + h^2} = 0,324435$

Surface latérale du tronc du cône ds :

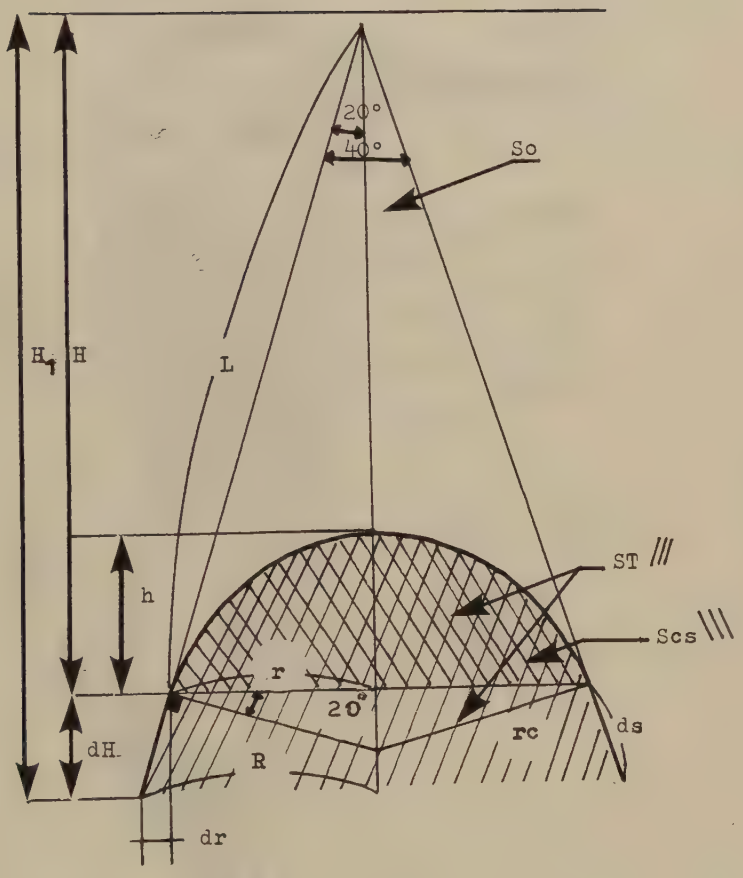
$$ds = \pi R \sqrt{R^2 + H_1^2} - \pi r \sqrt{r^2 + H^2} = \pi (r+dr) \sqrt{(r+dr)^2 - (H+dH)^2} - \pi r \sqrt{r^2 + H^2}$$

d'où ST (surface totale) $= \pi (r+dr) \sqrt{(r+dr)^2 + (H+dH)^2} - So+Scs$

B Description

Le duromètre est constitué par un solide de révolution creux de forme allongée, en acier inoxydable.

On distingue à l'intérieur une chambre avec un piston de 18 millimètres de diamètre. Le piston est lié par une tige à la pointe pénétrante,



Scs=2πrch=0,131596
=Kh avec K=2πRc
=Surface de la calotte sphérique
h=pénétration
rc=rayon de la sphère=0,2mm

EXTREMITE DU PENETRATEUR

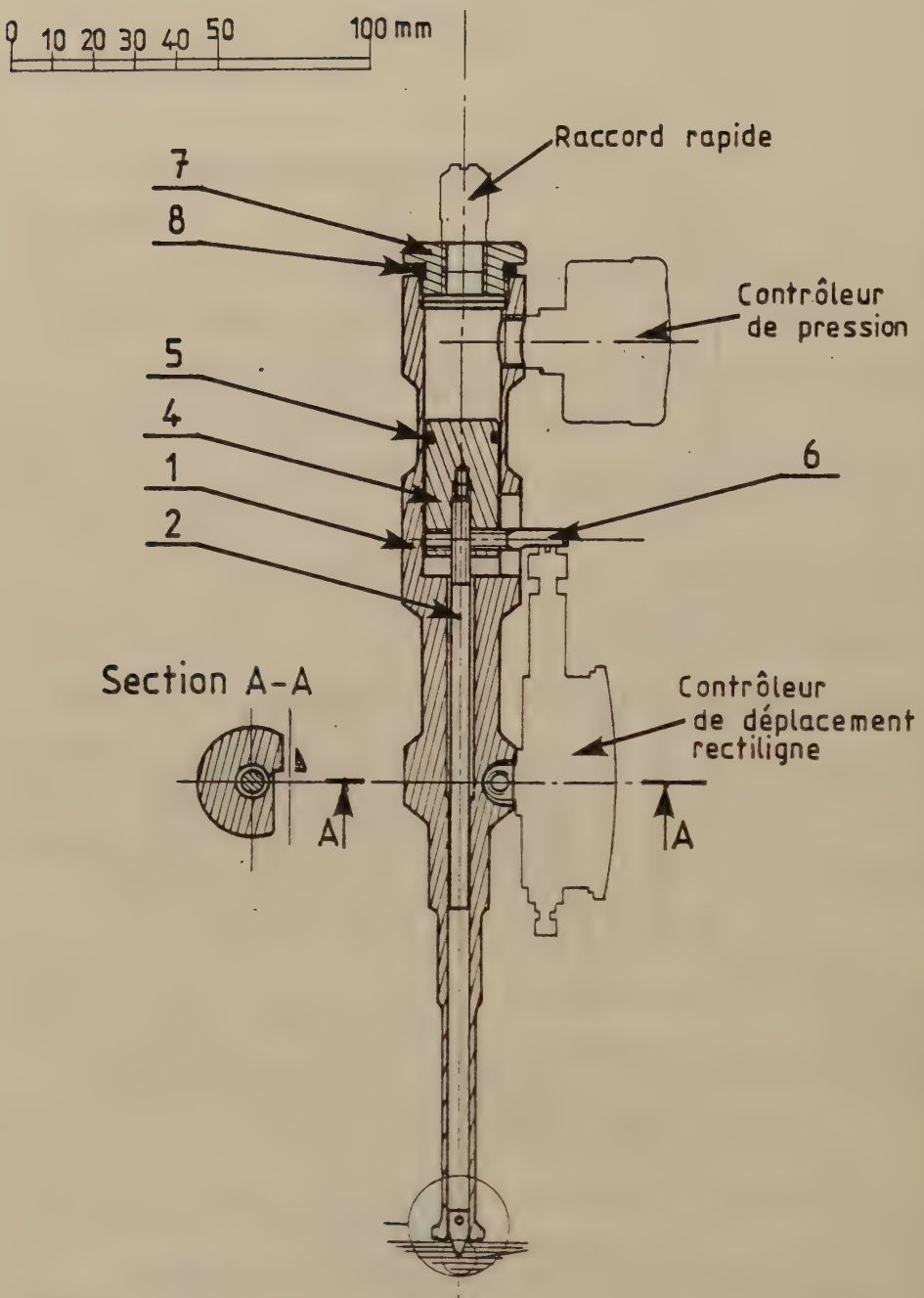


Figure: -Duromètre en coupe.1,corps.2,tige de liaison. 4,piston.5,joint.6,ergot.7,chapeau.8,joint.

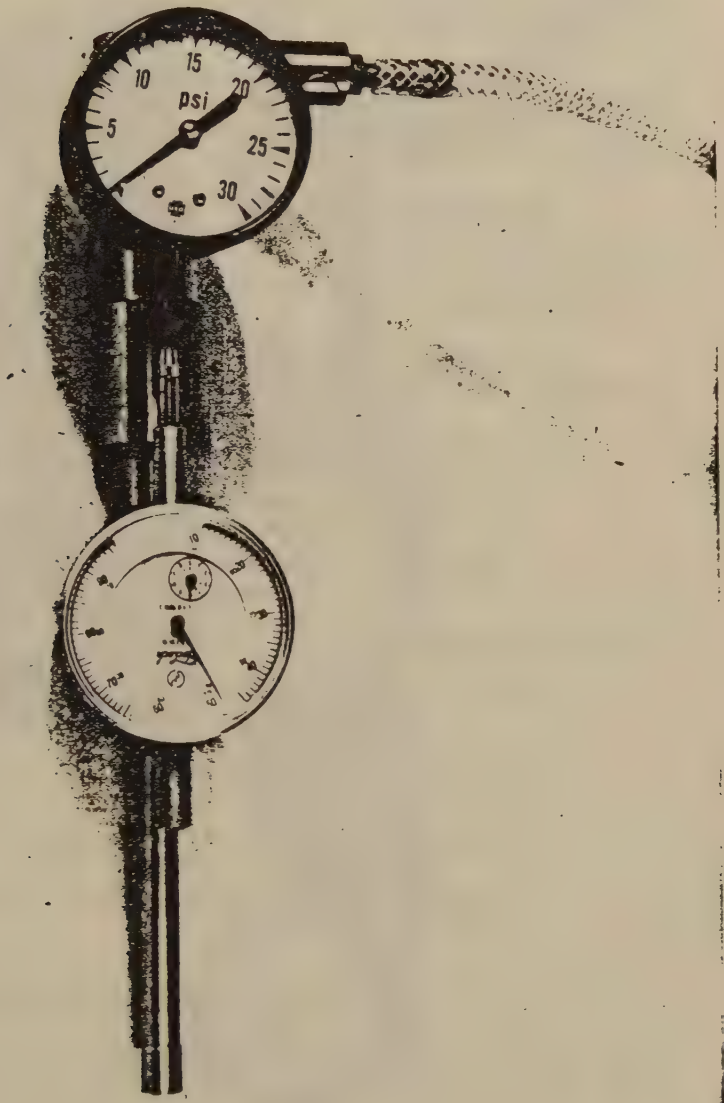


Photo: -Duromètre médical de E.BOYER
Brevet:N° 77 16803

un ergot solidaire est en contact avec le palpeur d'un contrôleur linéaire qui contrôle le déplacement (graduation au centième de millimètre).

L'appareil mesure 300 millimètres et pèse 740 grammes. Il ne comporte pas de pièces en équilibre, il est donc utilisable dans toutes les positions. Sa forme allongée permet d'atteindre des champs opératoires profonds (test sur fémur).

Les poussées du piston sont réalisées par pressions pneumatiques. Sur le corps du duromètre un manomètre gradué en bars indique des pressions. Le pénétrateur est amovible, il se visse en bout de la tige liée au piston. Le pénétrateur est en acier inoxydable traité et rectifié. Il est stérilisable en autoclave.

Le boitier de commande : boite métallique de 180 x 110 x 50 millimètres, la face antérieure faisant tableau de commande, on distingue

- . un interrupteur bistable (noir) qui donne l'ouverture et la fermeture du 1er circuit réglable utilisé pour la précharge
- . un bouton poussoir monostable (blanc) qui alimente un 2ème circuit réglable utilisé pour la charge
- . 2 régulateurs de pressions montés sur les circuits permettent l'ajustement des pressions.

C Technique d'utilisation

1. mettre sous pression le boitier
2. brancher le flexible de sortie du boitier sur le duromètre
3. tourner l'interrupteur (bouton noir) et régler la pression de précharge (nous proposons 1 bar)
4. appuyer sur le bouton poussoir, maintenir l'appui et régler la pression de charge (nous proposons 2 bars)
5. libérer le bouton poussoir, tourner l'interrupteur pour la mise à zéro.

1 - Maintien du duromètre et interprétation des mesures

L'appareil doit être maintenu immobile entre la précharge et la charge. Le temps de pénétration est d'environ 4 secondes. A l'usage on acquiert une immobilité rendant la mesure fiable à $\pm$ 0, 01 mm.

Dr BOYER propose que la dureté soit définie en fonction de la pé-

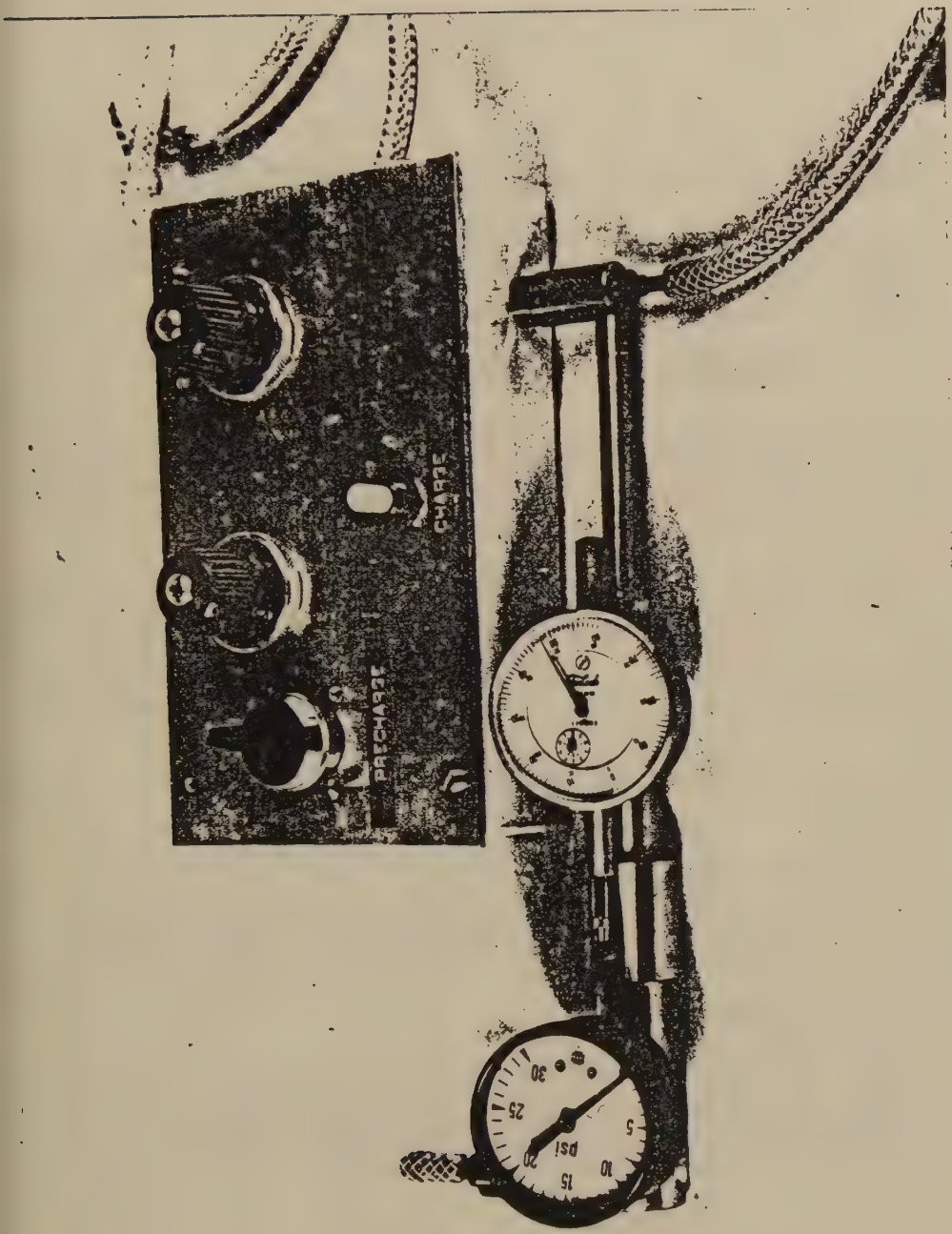


Photo. :Duromètre médical avec son boitier de commande.

nétration, ce qui permet une indication immédiate. Ceci présente un inconvénient; la résistance à la pénétration (dureté) est le quotient $\frac{F}{s}$ (effort de compression/surface de l'empreinte). Dans le calcul des surfaces on fait intervenir des rayons élevés au carré ($r\sqrt{r^2 + H^2}$), la courbe représentant la dureté en fonction de la pénétration est parabolique. Cet inconvénient est partiellement atténué car :

a) la courbe n'est pas utilisée entièrement (la précharge éliminant le début de la courbe)

b) une partie correspond aux os, une autre partie aux cartilages. Ainsi le grand avantage d'une échelle linéaire de dureté est la visualisation des proportions quantitatives. C'est-à-dire que l'on obtient en lecture sur une échelle, 100, puis 50, on peut dire que la partie testée 50 est deux fois plus dure que la partie testée 100.

L'échelle proposée présente deux extrêmes : la valeur 0, sous la sollicitation des charges correspond à une dureté anormale par excès la valeur plus de 200, la dureté est anormale par défaut.

Compte tenu de la précision possible en biomécanique osseuse, la détermination de la dureté se fait par simple lecture sur graphique.

2. Utilisation "In vivo et in vitro"

a - In vivo

A - en cours de cure chirurgicale

L'appareil doit être stérilisé aux vapeurs de formol. On peut utiliser l'appareil aussi bien sur un "foyer ouvert "(l'os à nu) que sur un foyer fermé (l'os enrobé) : on utilise alors une rallonge et sa cheminée.

B - test percutané

Lorsque l'os est sous-jacent, la précharge est suffisante pour "passer" les tissus mous (peau, périoste, muqueuse, etc.). Le processus de mesure proprement dit est le même qu'à foyer ouvert. Il est cependant conseiller d'attendre une bonne stabilisation après la précharge, et de maintenir l'appareil avec une pression plus grande qu'à foyer ouvert.

b - In vitro

Il n'y a pas de définition normalisée de la microdureté, mais il

Tableau des surfaces d'empreintes(h en 1/100 de mm .ST en mm^2)

h	ST	h	ST	h	ST	h	ST	h	ST
1	0,012	51	0,830	101	2,251	151	4,241	201	6,860
2	0,025	52	0,852	102	2,266	152	4,288	202	6,920
3	0,038	53	0,875	103	2,301	153	4,335	203	6,979
4	0,050	54	0,898	104	2,336	154	4,383	204	7,039
5	0,063	55	0,921	105	2,371	155	4,430	205	7,098
6	0,075	56	0,944	106	2,406	156	4,477	206	7,157
7	0,088	57	0,967	107	2,441	157	4,525	207	7,217
8	0,I00	58	0,990	108	2,476	158	4,572	208	7,276
9	0,II3	59	1,013	109	2,511	159	4,619	209	7,336
10	0,126	60	I,086	110	2,547	160	4,667	210	7,395
11	0,138	61	1,061	111	2,584	161	4,716	211	7,457
12	0,150	62	1,086	112	2,622	162	4,766	212	7,519
13	0,163	63	1,111	113	2,659	163	4,815	213	7,581
14	0,176	64	1,137	114	2,697	164	4,865	214	7,643
15	0,189	65	I,162	115	2,737	165	4,915	215	7,705
16	0,202	66	1,187	116	2,772	166	4,965	216	7,766
17	0,215	67	1,213	117	2,809	167	5,014	217	7,828
18	0,229	68	1,238	118	2,847	168	5,064	218	7,890
19	0,243	69	1,263	119	2,884	169	5,114	219	7,952
20	0,257	70	1,290	120	2,923	170	5,164	220	8,014
21	0,271	71	1,316	121	2,962	171	5,216	221	8,078
22	0,272	72	1,344	122	3,002	172	5,268	222	8,143
23	0,301	73	1,372	123	3,042	173	5,320	223	8,210
24	0,316	74	1,400	124	3,082	174	5,372	224	8,271
25	0,332	75	1,428	125	3,122	175	5,424	225	8,336
26	0,347	76	1,455	126	3,162	176	5,476	226	8,400
27	0,363	77	1,483	127	3,202	177	5,528	227	8,464
28	0,379	78	1,511	128	3,242	178	5,580	228	8,528
29	0,395	79	1,539	129	3,282	179	5,632	229	8,593
30	0,412	80	1,568	130	3,322	180	5,685	230	8,657
31	0,429	81	1,597	131	3,364	181	5,740	231	8,724
32	0,446	82	1,627	132	3,406	182	5,794	232	8,790
33	0,468	83	1,657	133	3,449	183	5,849	233	8,857
34	0,481	84	1,688	134	3,491	184	5,903	234	8,924
35	0,499	85	1,718	135	3,534	185	5,958	235	8,991
36	0,516	86	1,748	136	3,576	186	6,013	236	9,057
37	0,535	87	1,779	137	3,618	187	6,067	237	9,124
38	0,553	88	1,809	138	3,661	188	6,122	238	9,191
39	0,572	89	1,839	139	3,703	189	6,176	239	9,257
40	0,591	90	1,870	140	3,746	190	6,231	240	9,324
41	0,610	91	1,902	141	3,790	191	6,288	241	9,393
42	0,634	92	1,935	142	3,835	192	6,345	242	9,462
43	0,653	93	1,967	143	3,880	193	6,402	243	9,532
44	0,675	94	2,000	144	3,925	194	6,459	244	9,601
45	0,697	95	2,033	145	3,970	195	6,516	245	9,670
46	0,719	96	2,065	146	4,014	196	6,573	246	9,739
47	0,741	97	2,098	147	4,059	197	6,630	247	9,808
48	0,763	98	2,130	148	4,104	198	6,687	248	9,878
49	0,785	99	2,163	149	4,149	199	6,744	249	9,947
50	0,807	100	2,196	150	4,194	200	6,801	250	10,016

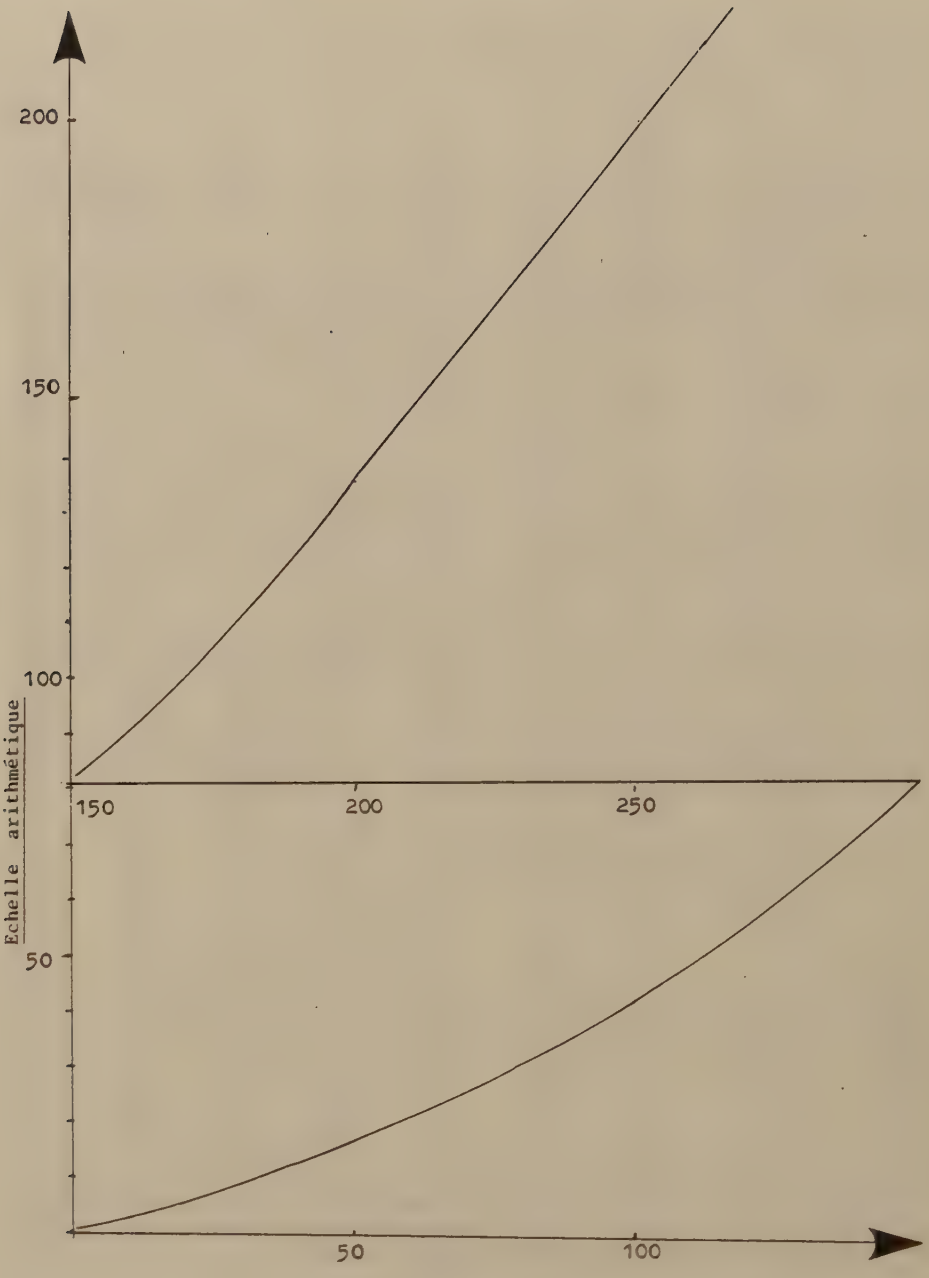


Figure: .Abaque de lecture:en abscissela pénétration
en ordonnée l'echelle arithmétique

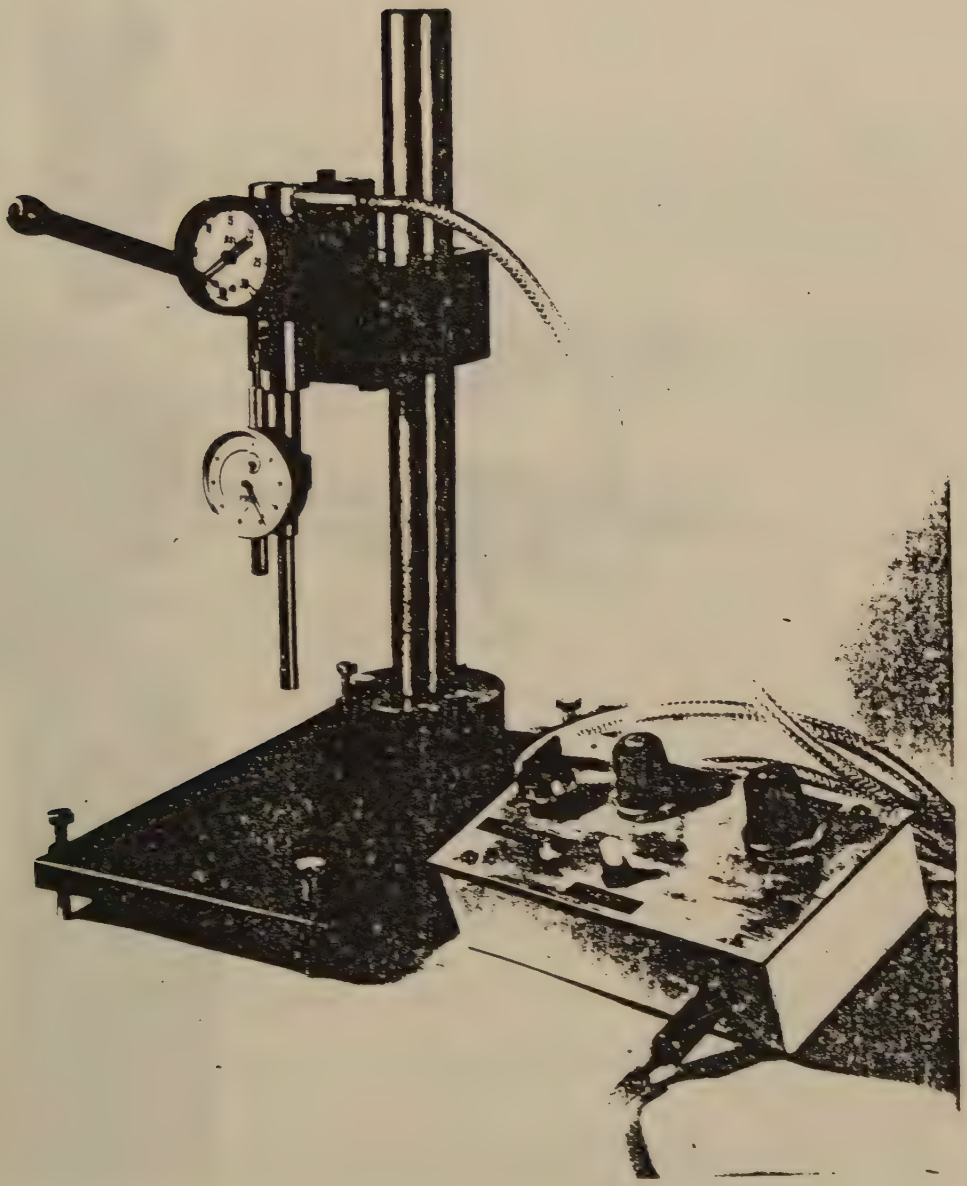


Photo: -Duromètre sur son support pour mesures en laboratoire.

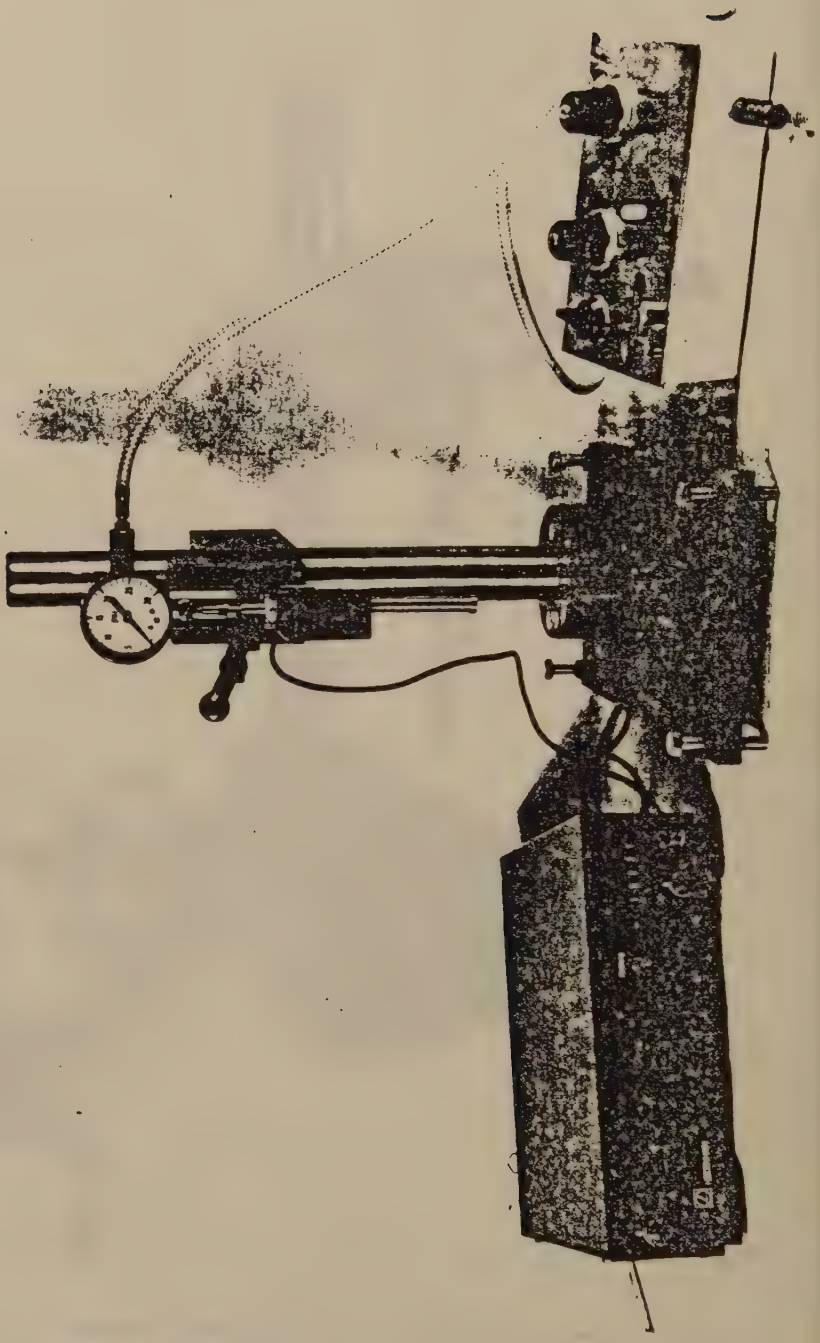


Photo: -Ensemble comprenant,de gauche à droite.Le coffret de visualisation pour les mesures micrométriques. Le duromètre(sur son support) équipé d'un micro-mesureur.Le boitier de commande des charges.

est généralement admis que faire une mesure de microdureté, c'est réaliser des empreintes de moins de 30 microns sous des charges inférieures à 200grs. Pour des charges supérieures, c'est le domaine de la macrodureté.

Lorsqu'il s'agit de faire des tests sur une pièce anatomique, l'opération sera facilitée par l'utilisation d'un support.

Dans le cas de la microdureté, le piston de poussée à l'intérieur est dimensionnée pour obtenir de faibles charges. Le déplacement du pénétrateur est contrôlé par un ensemble de mesure digitale de haute précision pour la mesure linéaire comportant un palpeur de mesure ainsi que le coffret de visualisation séparé.

3. Conclusion

Ainsi ce duromètre répondant aux trois impératifs technologiques

. que la mesure n'ait pas un effet destructif
. que l'appareil soit portatif maniable et facilement utilisable
. que l'appareil soit stérilisable

et il permet aussi bien des mesures in vitro que in vivo.

D Mesures corrélatives réalisées par le Dr BOYER

1 - Corrélation dureté - cisaillement - allongement

Le cisaillement est caractérisé par une contrainte tangentielle ou cission dans une section. La connaissance de la résistance au cisaillement des tissus osseux présente un intérêt certain dans la mise en oeuvre des os.

ex. Dans la coupe, le copeau enlevé est cisaillé sous un effort tangentiel

Dans une vis, les filets travaillent au cisaillement.

Dr BOYER a réalisé 9 essais de cisaillement sur des éprouvettes provenant de boeufs de 4 ans (métacarpe diaphyse). Tous les essais ont été réalisés dans les 24 heures qui ont suivi le sacrifice des animaux.

ex de résultat

Bovin de 4 ans métacarpe

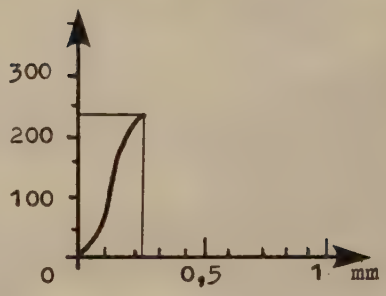
Dureté 10

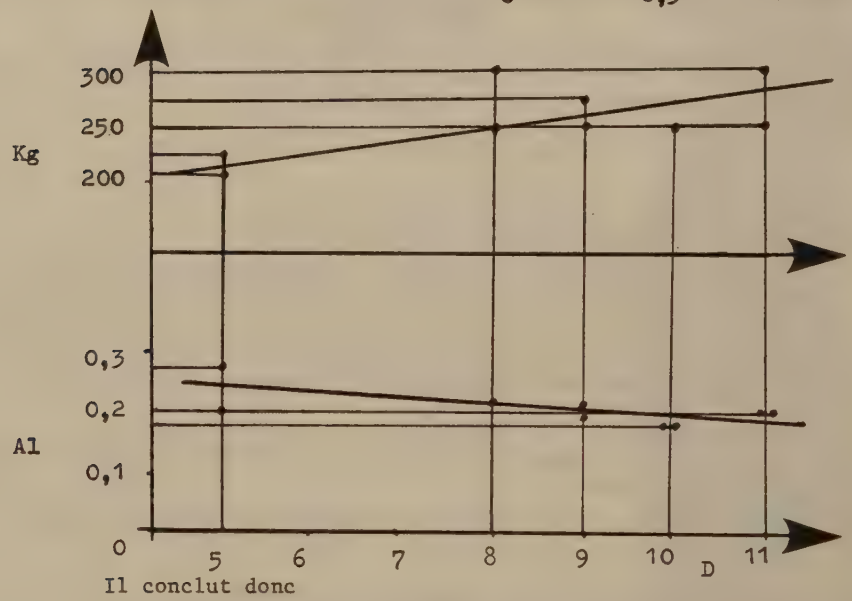
Résistance au cisaillement : 245 kg

Allongement 0, 22 mm

Eprouvette 5, 65 mm

Résistance par mm : 9, 8 kg : mm





Il conclut donc

1 la résistance au cisaillement est inversement proportionnelle à la dureté

2 la résistance au cisaillement est inversement proportionnelle à l'allongement

3 l'allongement enregistré dans un essai de cisaillement est proportionnel à la dureté :

Ainsi une corrélation dureté-cisaillement doit permettre le choix des vis de fixation et du couple de serrage le mieux adapté.

2 - Corrélation dureté-résilience

La résistance d'un matériau varie beaucoup suivant la vitesse d'application de la charge. Un acier dur trempé, résiste très bien à un effort important appliqué lentement, alors qu'il casse brusquement sous un effort appliqué très vite. On a donc été amené à définir la résistance au choc d'un matériau (résilience).

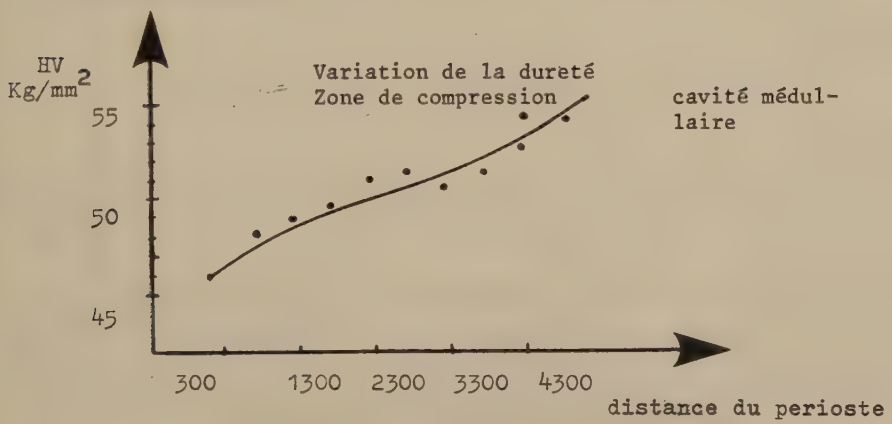
$$K = \frac{W}{S}$$

W : Ernergie absorbée par la rupture (Kgm ou décajoule)

S : Section de l'éprouvette

Essais de dureté transversale variations endostéo-périostée

a. D'après Blaimont (1968)



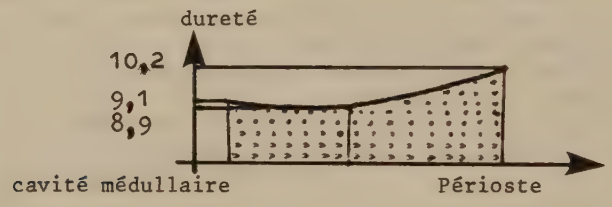
"Dans les zones de maxima de déformation la dureté diminue de l'endoste au périoste".

b. D'après JANSON et COL (1973)

"la dureté est plus élevée dans les couches internes"

c. BOYER (1979) confirma ces résultats

Il réalisa des coupes transversales sur un métacarpe de boeuf de 4 ans.

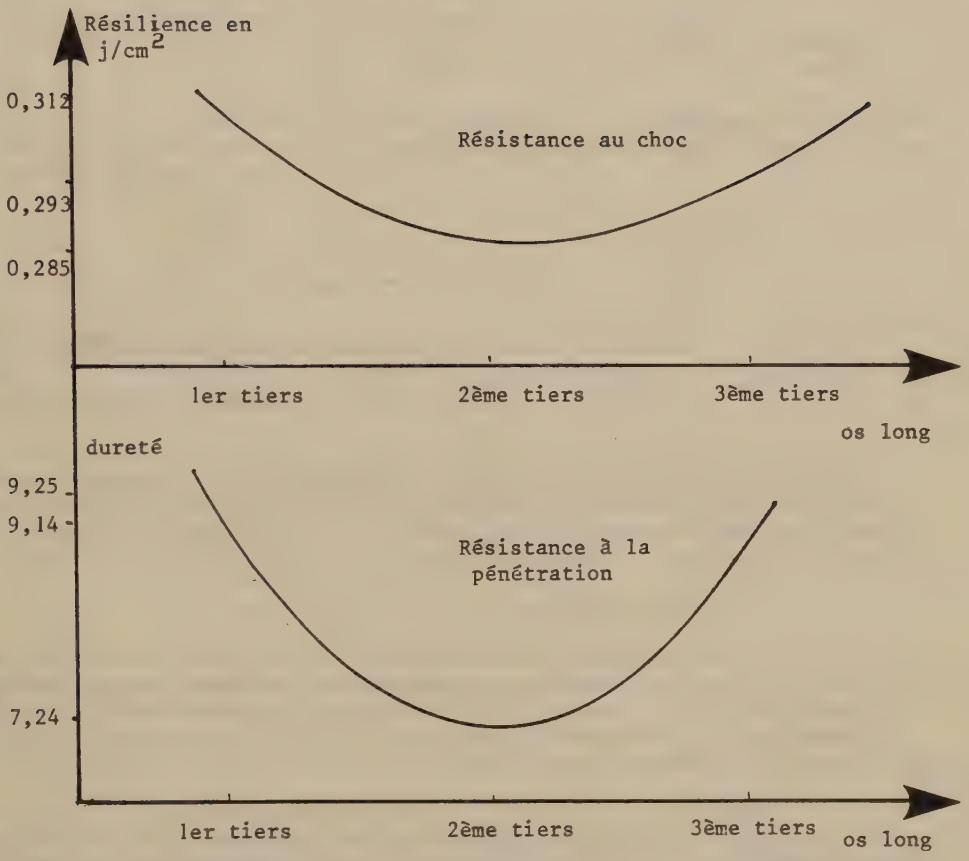


lieu anatomique	Endoste	Médian	Périoste
1er tiers	6	9	8
	9	8	16
	10	8	14
2ème tiers	7	9	8
	10	7	9
	6	9	7
3ème tiers	6	7	7
	12	9	8
	16	14	15
Moyenne	9,1	8,9	10,2

Résultats et conclusion du Dr BOYER (1979)

Les figures montrent en fonction du point de mesure sur un os long

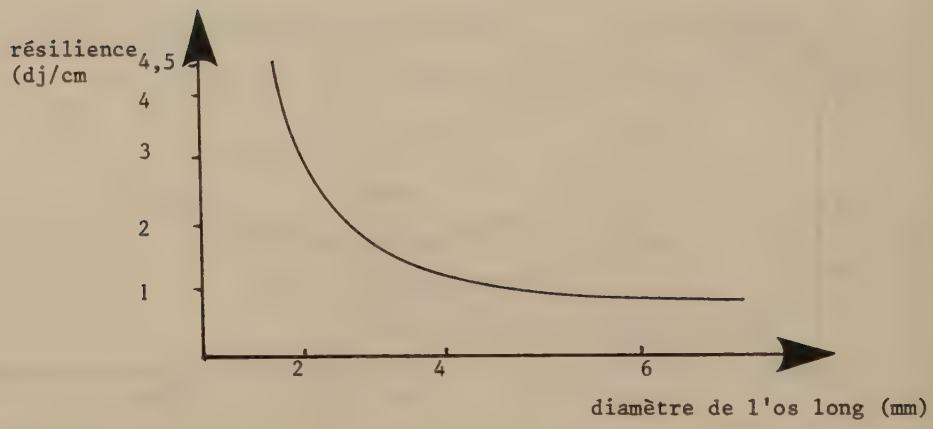
1. les valeurs de la résilience
2. les valeurs correspondantes de la dureté



Il en déduit le caractère inversement proportionnel de la résilience par rapport à la dureté. Ainsi plus un os est dur, plus il est cassant.

Relation entre la résilience et la section des os longs (BOYER 1979)

Il réalisa 15 essais de résilience sur des os longs de chats



Ainsi la résilience augmente lorsque la section diminue. Ainsi un péroné de 2 millimètres de diamètre a une résilience de 4,83 décajoule /cm^2 et chez le même animal le fémur de 7, 5 millimètres de diamètre a une résilience de 0, 58 décajoules/cm^2 .

3. La viscoélasticité

Une des difficultés dans la mesure de la dureté est due à l'élasticité. En effet les pénétrateurs généralement employés ont des pointes pyramidales de 136° (essais VICKERS). Entre le temps de confection de l'empreinte et la mesure de l'empreinte, il n'y a plus de sollicitation et l'élasticité déforme l'empreinte.

PRANDTL (55) et HENCKY (30) ont pu déterminer que le tiers seulement de la pression moyenne de contact était responsable de la production de l'empreinte. La contrainte nécessaire pour atteindre la limite d'élasticité du solide dans lequel l'empreinte est réalisée vaut en effet $\frac{HV}{3}$.

La dureté permet, de ce fait, d'apprécier la limite élastique et, dans une certaine mesure, la résistance à la traction. SEDLIN et HIRSCH (65) ont montré qu'entre la résistance à la traction de l'os et son module existait la relation (R_r) $t = 4.0 + 9, 45\ E$

(R_r) t = contrainte de rupture (Kg/mm^2

E = 10 module de Young ($Kg./mm^2$)

BLAIMONT et BURNY ont établi en 1968 le rapport entre la résistance à la traction et la dureté dans l'os

$$(Rr)\ t = HV/3,2 \pm 0,35$$

Ainsi on peut considérer que pour l'os, la mesure de la dureté est un indice de la limite élastique, de la contrainte de rupture et du modèle d'élasticité.

IV - ETUDE EXPERIMENTALE

Dans la même pièce osseuse, la constitution des différents composants, diaphyse, métaphyse, tissus compacts, tissus fibreux, cartilage, est responsable du manque d'homogénéité. Il s'agit d'une hétérogénéité anatomique. Il existe également au niveau cellulaire et structural une hétérogénéité spécifique. Le problème est donc de connaître suffisamment les variations de dureté afin de distinguer les cas pathologiques d'où la nécessité d'établir une cartographie de la dureté des principaux éléments osseux du squelette.

A. Etude en macrodureté

1. Résultats expérimentaux

Toutes ces mesures ont été réalisées sur des os frais provenant de chiens autopsiés à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse. Tous les chiens choisis ne présentaient aucune pathologie osseuse et peuvent donc être considérés comme présentant un squelette normalement constitué.

Nous avons choisi comme élément d'étude les membres antérieurs et postérieurs en limitant l'exploration aux cinq principaux rayons osseux Scapula, Humérus, Radius Ulna, Fémur, Tibia Fibula. Entre autre, c'est en effet au niveau de ces cinq régions qu'intervient la grande majorité des interventions en chirurgie osseuse et d'autre part c'est avec ces os que les mesures réalisées à l'aide du duromètre sont les plus fiables et les plus significatives.

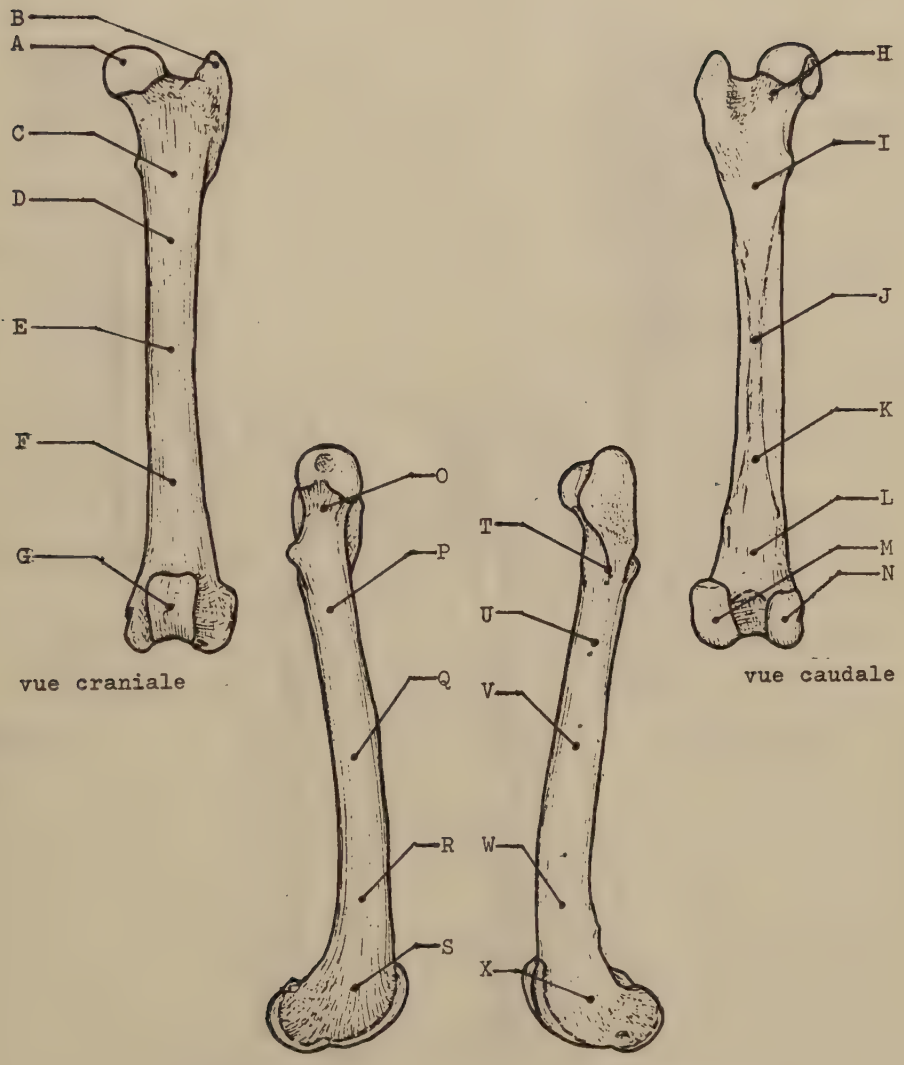
Sur chacun des os nous avons déterminé un certain nombre de points à étudier systématiquement. Ces points ont été choisis d'une part parce qu'ils représentent un élément anatomique intéressant et d'autre part parce que ces mesures peuvent être reproduites in vivo et dans le cas particulier du tibia certaines mesures percutanées sont réalisables sous simple anesthésie locale.

Chaque résultat représente la moyenne de plusieurs mesures réalisées sur une petite surface centrée sur le point indiqué sur le schéma, cette moyenne ayant été calculée après élimination des résultats trop extrêmes, résultats dûs soit à une erreur de manipulation soit à un point pratiquement ponctuel particulièrement peu dur du tissu osseux.

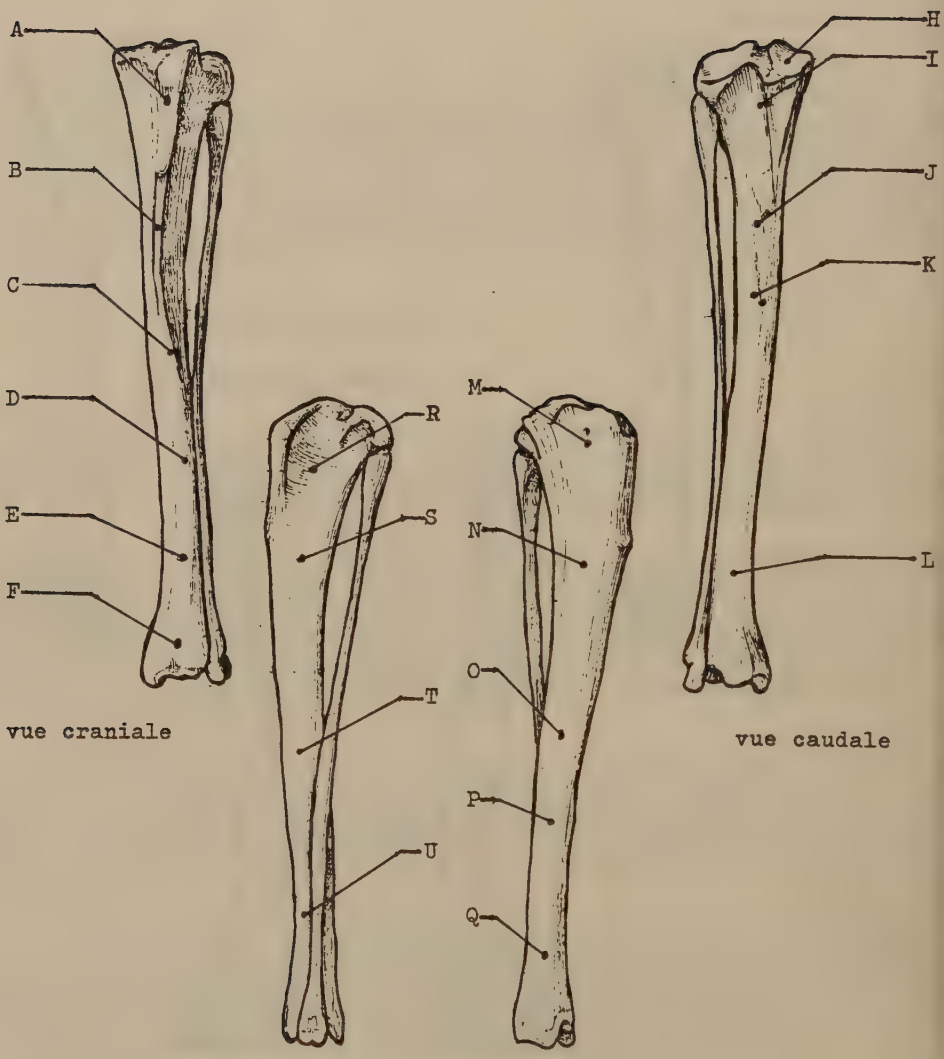
2. Interprétation et discussion

a. Détermination des normes de dureté chez un chien normal de plus d'un an

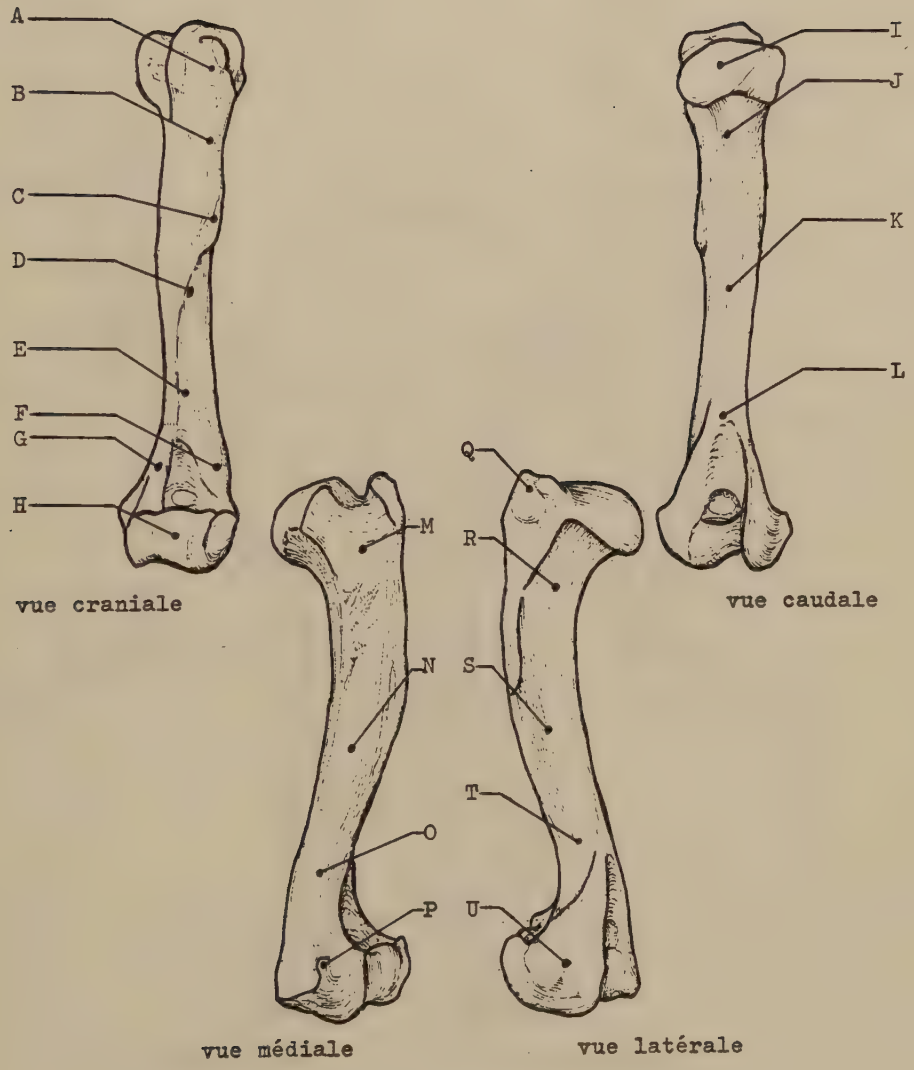
fig. 1 à fig. 16



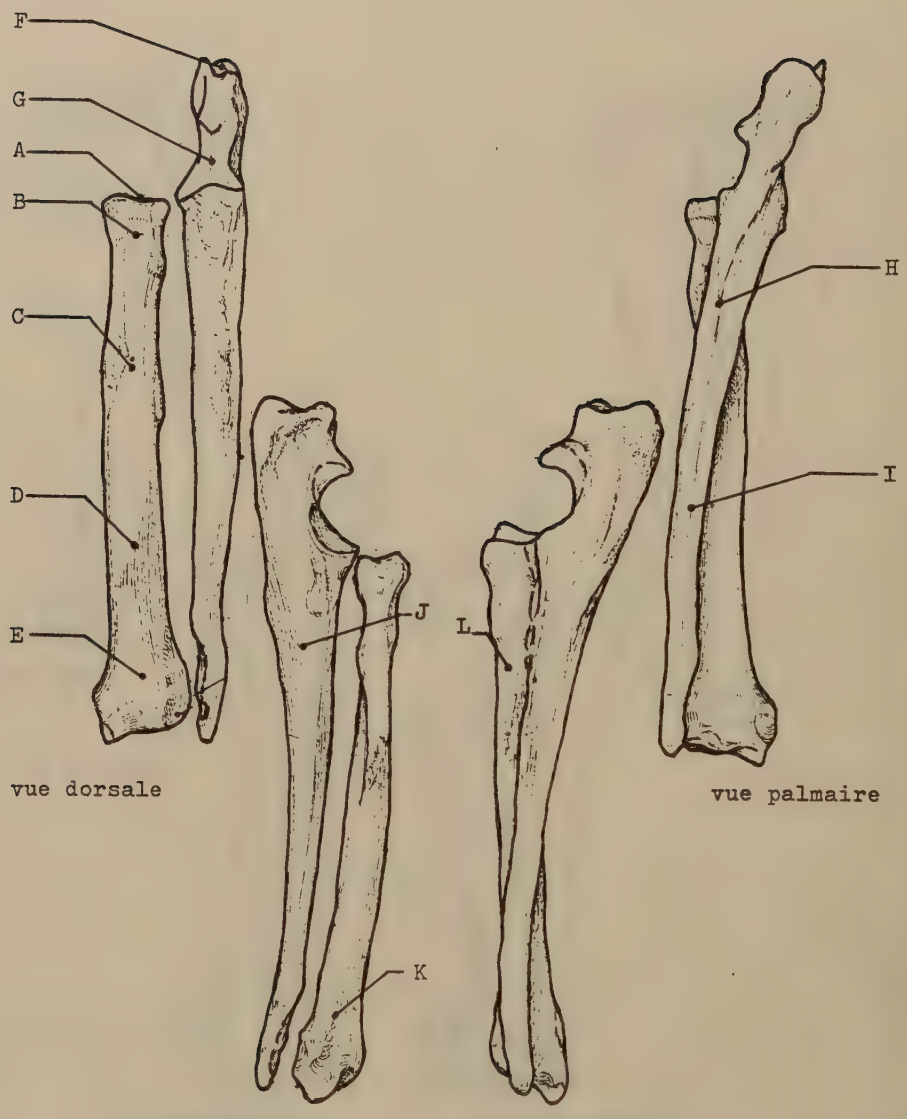
FEMUR GAUCHE



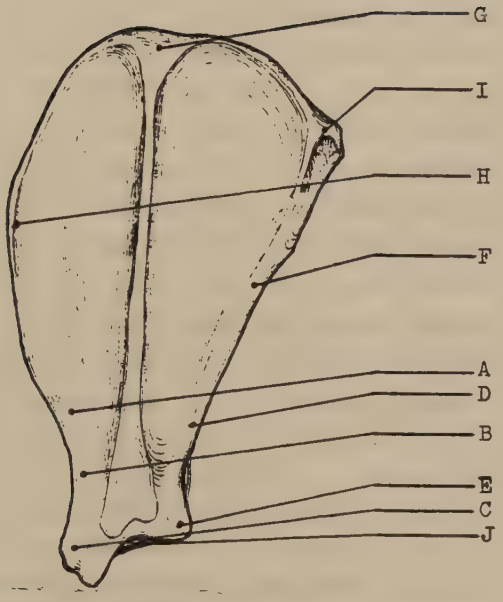
TIBIA GAUCHE



HUMERUS GAUCHE



RADIUS ULNA GAUCHES



vue latérale

SCAPULA GAUCHE

MESURES REALISEES SUR LES ANIMAUX SUIVANTS :

N°1 : GRIFFON MALE ; UN AN ; 10Kg .
N°2 : EPAGNEUL FEMELLE ; DEUX ANS ; 16Kg .
N°3 : BERGER ALLEMAND MALE ; DEUX ANS ; 32Kg .
N°4 : GRIFFON MALE ; TROIS ANS ; 14Kg .
N°5 : EPAGNEUL FRANCAIS MALE ; QUATRE ANS ; 18Kg .
N°6 : SETTER FEMELLE ; QUATRE ANS ; 23Kg .
N°7 : BOXER MALE ; QUATRE ANS ; 28Kg .
N°8 : TECKEL MALE ; CINQ ANS ; 8Kg .
N°9 : BERGER ALLEMAND MALE ; CINQ ANS ; 30Kg .
N°10: TECKEL FEMELLE ; CINQ ANS ; 8Kg .
N°11: BRAQUE MALE ; SIX ANS ; 22Kg .
N°12: TECKEL MALE ; SIX ANS ; 5Kg .
N°13: BERGER PICARD FEMELLE ; SEPT ANS ET DEMI ; 23Kg .
N°14: EPAGNEUL FEMELLE ; HUIT ANS ; 15Kg .
N°15: BERGER ALLEMAND MALE ; HUIT ANS ; 39Kg .
N°16: BERGER ALLEMAND FEMELLE ; NEUF ANS ; 30Kg .
N°17: BOXER MALE ; DIX ANS ; 31Kg .
N°18: COCKER GOLDEN FEMELLE ; DOUZE ANS ; 18Kg .
N°19: BERGER ALLEMAND MALE ; TREIZE ANS ; 32Kg .
N°20: EPAGNEUL FEMELLE ; QUATORZE ANS ; 18Kg .
N°21: DOBERMAN MALE ; DEUX MOIS ; 6Kg .
N°22: DOBERMAN MALE ; TROIS MOIS ; 5Kg .
N°23: SETTER FEMELLE ; TROIS MOIS ; 7Kg .
N°24: BERGER ALLEMAND MALE ; SIX MOIS ; 20Kg .

FEMUR	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X
N°1 GRIFFON	35	54	14	9	8	9	67	14	13	11	11	12	59	58	10	6	7	9	41	9	8	8	10	45
N°2 EPAGNEUL	17	45	10	9	7	8	23	13	12	10	11	11	19	21	10	7	8	13	15	10	8	7	8	14
N°3 B. A.	25	36	8	7	5	8	38	9	9	8	9	10	40	39	8	5	6	9	27	9	8	9	10	31
N°4 GRIFFON	29	43	7	6	4	7	45	8	7	8	6	11	31	35	8	5	5	9	15	7	6	5	7	29
N°5 EPAGNEUL	13	14	5	4	3	4	18	6	5	5	4	5	25	34	8	4	3	3	19	2	2	4	4	17
N°6 SETTER	24	41	7	6	8	9	46	13	11	12	11	14	63	63	10	8	8	13	31	9	9	8	8	46
N°7 BOXER	16	21	7	7	6	8	28	9	10	12	13	14	27	20	7	5	5	9	13	9	7	6	7	15
N°8 TECKEL	25	31	8	7	7	7	48	8	8	10	10	11	70	65	7	8	7	8	30	7	7	8	8	40
N°9 B. A.	18	21	8	7	4	7	20	17	15	12	11	12	26	25	8	7	7	9	22	10	10	11	14	23
N°10 TECKEL	23	29	7	6	6	8	44	7	6	9	9	10	59	62	7	7	6	9	24	6	6	7	8	33
N°11 BRAQUE	22	30	8	6	5	6	32	9	8	10	8	10	35	35	7	6	8	8	24	7	6	7	9	27
N°12 TECKEL	20	44	7	6	6	6	41	8	7	6	7	8	60	55	7	7	8	10	25	8	8	9	10	35
N°13 BER. PIC.	30	38	7	6	6	8	47	9	9	10	8	10	55	60	8	4	7	8	15	8	8	10	12	15
N°14 EPAGNEUL	24	31	9	8	5	6	25	8	7	6	7	8	54	48	6	4	4	7	19	7	4	5	8	18
N°15 B. A.	21	25	8	7	4	6	23	6	7	4	5	6	29	30	6	3	3	5	15	6	3	4	7	15
N°16 B. A.	11	24	6	4	4	7	15	7	6	6	7	8	15	14	5	4	5	9	40	7	6	6	7	42
N°17 BOXER	14	15	5	4	3	4	17	7	6	6	7	9	11	12	6	4	4	5	21	5	5	6	7	15
N°18 COCKER	15	16	6	6	4	5	18	8	7	7	8	14	13	14	8	5	7	7	36	6	6	7	8	43
N°19 B. A.	13	15	6	4	3	4	15	7	6	6	7	7	14	15	7	4	4	6	16	6	5	5	7	18
N°20 EPAGNEUL	11	16	6	3	3	5	15	5	5	4	6	6	12	11	7	3	4	5	14	6	4	4	6	15
MOYENNE	21	30	7	6	5	7	31	9	8	8	8	10	36	36	8	5	6	8	24	7	6	7	8	27

TIBIA	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U
N°1 GRIFFON	29	14	12	9	9	16	21	22	9	8	7	7	11	9	8	8	8	11	9	8	8
N°2 EPAGNEUL	25	12	11	7	8	15	14	15	7	6	5	5	9	8	7	7	6	9	8	7	7
N°3 B. A.	17	9	9	7	7	11	13	14	7	6	5	6	9	8	6	6	6	8	8	7	7
N°4 GRIFFON	12	7	7	6	6	8	12	14	7	7	6	7	8	8	7	6	6	8	8	6	7
N°5 EPAGNEUL	7	5	5	3	4	6	16	17	5	5	4	5	8	7	5	4	4	9	7	7	5
N°6 SETTER	20	11	7	11	11	15	16	24	10	8	6	8	9	7	7	9	12	12	6	6	7
N°7 BOXER	27	11	12	12	15	18	14	19	12	9	9	8	12	8	8	10	14	11	9	8	8
N°8 TECKEL	15	8	7	6	7	8	17	18	8	8	6	6	9	9	6	7	9	9	8	7	6
N°9 B. A.	30	15	9	22	23	33	22	23	14	12	9	9	13	12	11	10	15	14	12	12	13
N°10 TECKEL	17	9	8	7	7	9	24	25	9	8	7	9	8	7	10	5	6	7	9	7	6
N°11 BRAQUE	19	11	10	9	11	14	19	20	10	10	9	8	11	9	9	8	8	9	11	10	8
N°12 TECKEL	15	7	6	6	7	8	24	19	9	8	7	6	15	9	7	7	8	10	8	7	6
N°13 BER. PIC.	16	11	10	12	11	16	21	22	11	8	8	7	7	6	15	11	9	8	8	8	7
N°14 EPAGNEUL	15	8	7	5	6	7	18	19	9	8	7	9	6	7	6	8	8	9	8	7	7
N°15 B. A.	17	9	8	7	9	12	15	18	9	7	7	6	9	7	7	6	7	9	8	7	6
N°16 B. A.	15	7	6	6	5	6	24	25	8	7	6	6	7	7	6	6	7	8	7	7	6
N°17 BOXER	15	7	6	5	6	10	15	16	8	6	5	5	7	6	6	4	5	6	6	5	5
N°18 COCKER	20	14	8	8	7	20	13	15	10	8	7	6	8	6	5	5	6	8	7	6	6
N°19 B. A.	14	7	5	4	6	7	12	11	8	6	6	5	6	5	5	3	4	7	6	5	5
N°20 EPAGNEUL	9	6	4	4	5	6	13	14	7	5	4	5	6	4	5	3	4	6	5	3	4
MOYENNE	18	9	8	8	9	12	18	19	9	7	6	7	9	7	7	7	8	9	8	7	7

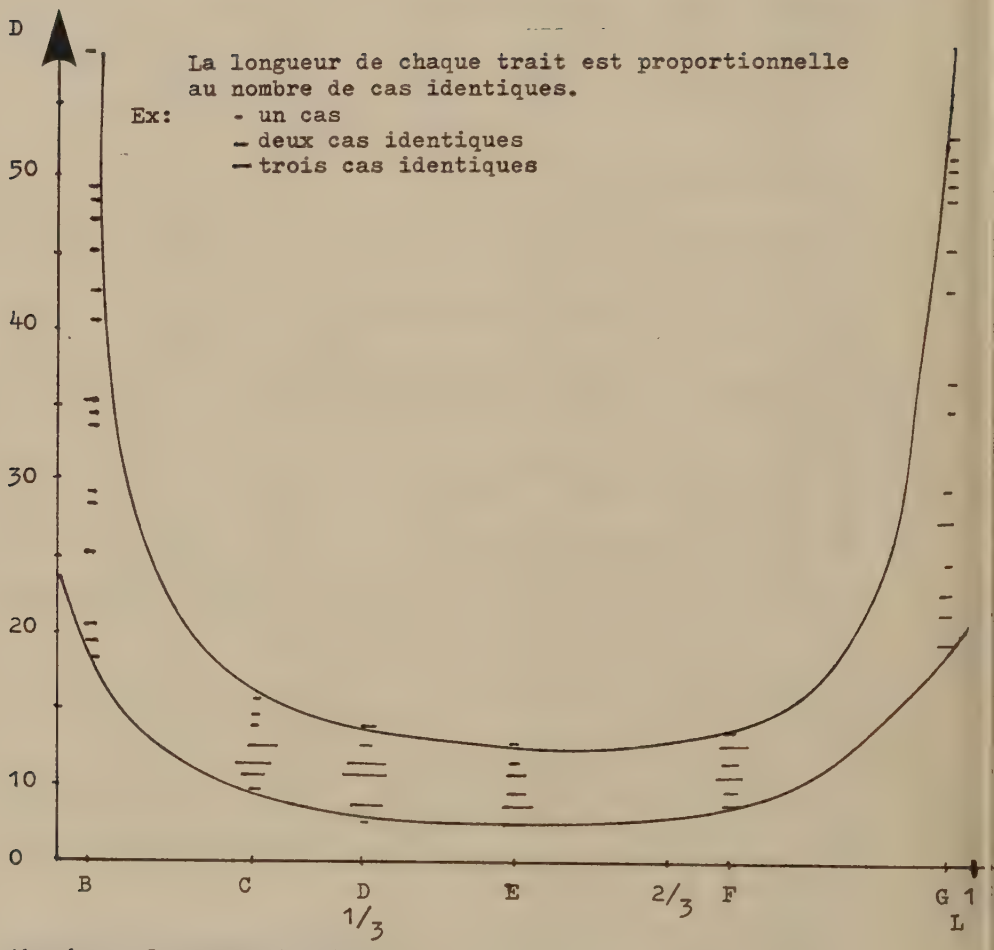
HUMERUS	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U
N°1 GRIFFON	21	19	29	11	10	9	10	29	31	12	9	8	15	11	10	46	61	11	10	10	55
N°2 EPAGNEUL	18	16	34	9	9	8	9	16	15	5	6	6	8	8	7	35	51	7	9	8	38
N°3 B. A.	17	15	28	9	8	9	7	17	18	6	6	7	8	8	7	42	44	6	8	7	37
N°4 GRIFFON	16	14	26	9	9	10	8	19	22	8	6	7	9	8	8	50	49	6	9	6	36
N°5 EPAGNEUL	15	14	18	6	5	4	5	21	18	8	9	7	6	5	3	30	40	3	4	3	28
N°6 SETTER	11	11	9	7	10	7	9	21	22	9	10	10	16	8	7	19	49	8	9	7	27
N°7 BOXER	18	13	25	10	11	12	12	17	19	11	10	9	13	12	9	29	35	7	9	7	33
N°8 TECKEL	12	11	15	8	7	8	8	27	25	6	8	8	8	6	4	25	39	6	7	6	27
N°9 B. A.	22	23	25	10	7	9	8	23	17	7	9	9	18	7	7	23	46	8	7	8	41
N°10 TECKEL	15	14	18	8	9	10	9	19	22	7	6	8	6	5	5	19	38	5	6	5	21
N°11 BRAQUE	17	15	21	10	9	10	10	20	21	9	8	7	8	7	6	29	41	5	7	6	32
N°12 TECKEL	11	10	13	8	7	9	8	18	28	8	7	9	11	8	7	16	41	8	8	7	19
N°13 BER. PIC.	19	18	21	8	9	9	10	21	20	9	9	6	8	7	10	18	35	6	8	6	19
N°14 EPAGNEUL	8	7	11	6	7	8	8	20	22	7	5	6	7	4	6	19	26	4	5	4	21
N°15 B.A.	14	12	18	8	7	8	8	19	19	7	6	6	9	7	6	26	38	5	7	6	29
N°16 B. A.	9	8	10	6	7	7	7	16	16	5	4	5	6	4	5	20	25	5	4	4	24
N°17 BOXER	12	10	16	5	4	6	6	16	17	4	3	4	5	3	5	18	19	4	3	3	20
N°18 COCKER	10	8	11	7	6	7	7	12	15	5	4	5	12	8	5	28	32	5	7	6	31
N°19 B. A.	9	7	10	6	5	6	6	10	12	4	4	5	7	4	4	21	29	3	5	4	20
N°20 EPAGNEUL	10	9	10	7	6	6	5	12	10	5	5	4	6	4	5	23	32	4	5	3	22
MOYENNE	14	13	18	8	8	8	8	19	20	7	7	7	9	7	6	27	39	6	7	6	29

RADIUS ET CUBITUS	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
N°1 GRIFFON	25	16	14	13	25	85	16	15	14	13	29	35
N°2 EPAGNEUL	9	7	6	8	12	16	10	7	8	7	11	10
N°3 B. A.	9	8	7	8	12	21	9	10	11	8	10	15
N°4 GRIFFON	10	9	8	8	11	35	9	11	12	9	9	18
N°5 EPAGNEUL	11	5	4	4	7	28	11	10	8	8	7	12
N°6 SETTER	18	11	11	9	13	49	18	16	10	13	14	20
N°7 BOXER	12	7	7	8	13	30	14	13	8	9	12	12
N°8 TECKEL	22	10	8	8	14	29	19	13	12	10	13	28
N°9 B. A.	10	16	13	7	20	70	8	10	10	9	19	17
N°10 TECKEL	20	8	9	8	12	40	21	9	10	8	9	16
N°11 BRAQUE	16	11	10	9	14	35	16	13	11	10	13	18
N°12 TECKEL	12	11	9	8	14	47	13	8	9	10	8	21
N°13 BER. PIC.	9	8	8	9	10	20	12	14	10	9	9	18
N°14 EPAGNEUL	14	11	10	10	13	25	20	12	10	11	12	15
N°15 B. A.	14	9	8	7	12	33	14	11	8	9	11	16
N°16 B. A.	14	8	7	7	9	14	16	11	11	9	8	12
N°17 BOXER	12	7	6	5	10	27	12	8	7	6	9	14
N°18 COCKER	14	8	6	7	9	25	13	11	10	11	12	14
N°19 B. A.	13	7	6	6	8	21	12	9	8	8	7	12
N°20 EPAGNEUL	14	7	5	5	6	19	13	10	7	9	7	10
MOYENNE	14	9	8	8	12	33	14	11	10	9	11	17

S C A P U L A	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
N°1 GRIFFON	25	23	42	22	26	110	+	250	175	24
N°2 EPAGNEUL	18	12	19	14	18	78	24	32	29	18
N°3 B. A.	16	11	24	15	19	73	25	29	31	17
N°4 GRIFFON	26	18	19	18	25	79	205	-	110	13
N°5 EPAGNEUL	16	14	15	13	18	95	60	42	49	16
N°6 SETTER	23	19	17	20	21	55	59	62	70	17
N°7 BOXER	25	21	26	21	25	30	44	40	48	17
N°8 TECKEL	32	28	34	18	19	30	33	-	-	15
N°9 B. A.	28	19	24	19	16	90	60	92	110	19
N°10 TECKEL	31	25	26	19	25	31	30	-	-	16
N°11 BRAQUE	30	27	40	19	26	87	-	89	-	19
N°12 TECKEL	32	28	27	27	23	30	65	-	-	19
N°13 BER. PIC.	27	24	26	15	20	80	78	72	80	17
N°14 EPAGNEUL	27	25	26	17	23	32	70	45	28	12
N°15 B. A.	26	21	25	18	21	61	80	67	40	17
N°16 B. A.	24	22	15	14	16	35	140	75	135	18
N°17 BOXER	25	19	18	16	18	41	70	50	75	16
N°18 COCKER	22	19	18	15	17	65	24	46	58	12
N°19 B. A.	22	18	16	13	14	28	52	42	101	14
N°20 EPAGNEUL	21	17	18	14	19	29	65	44	65	11
MOYENNE	26	22	25	18	22	61	-	67	-	17

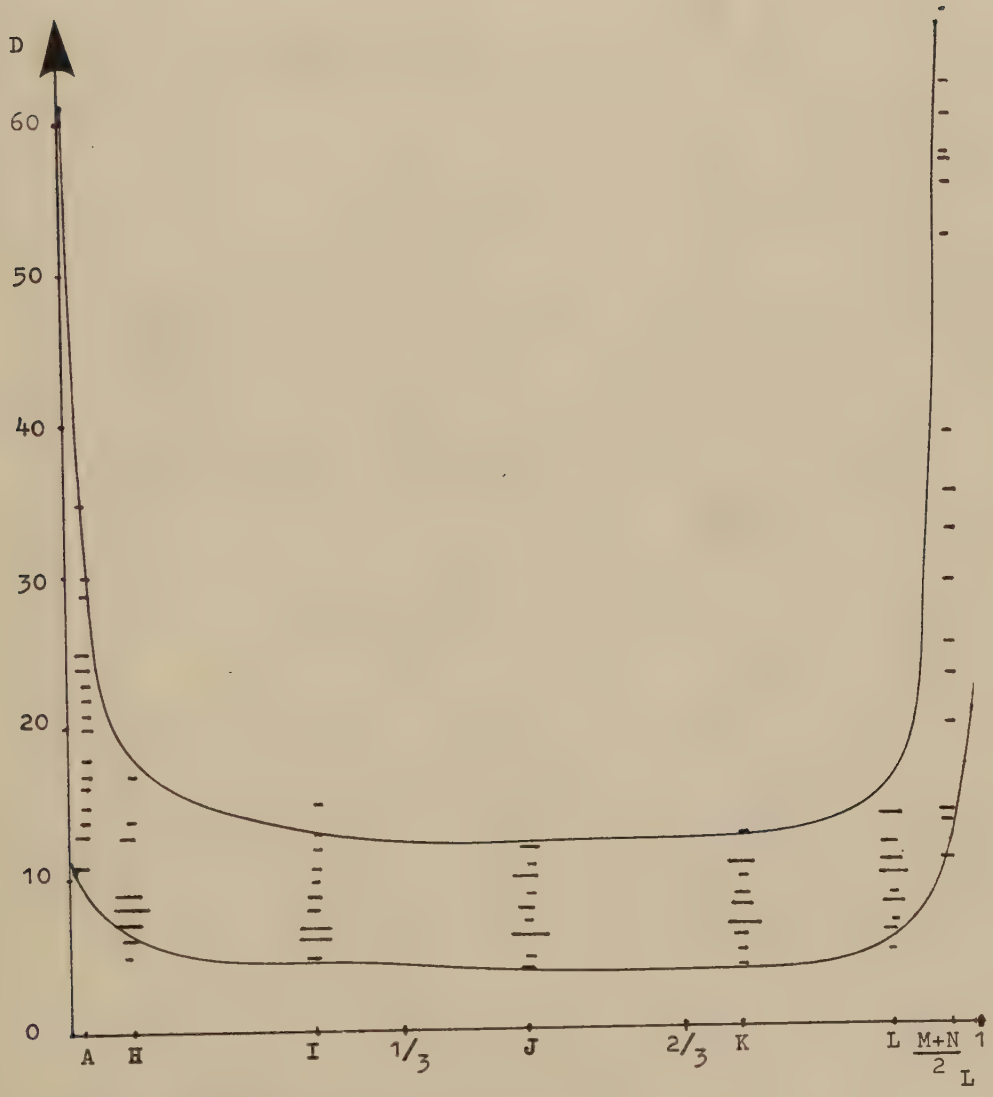
	HUMERUS				FEMUR			
	N°21	N°22	N°23	N°24	N°21	N°22	N°23	N°24
A	12	16	9	9	65	95	35	31
B	12	18	8	8	105	110	32	32
C	85	63	55	44	11	15	12	9
D	15	16	5	4	18	17	7	8
E	16	18	6	5	150	41	5	4
F	13	15	5	4	200	160	6	5
G	13	16	5	5	95	120	81	65
H	120	90	69	55	9	10	10	9
I	150	115	80	61	7	13	8	7
J	10	15	6	4	12	9	5	5
K	17	15	5	3	11	11	9	9
L	25	11	5	4	25	65	12	11
M	14	31	7	6	141	130	52	46
N	15	19	6	7	136	135	46	44
O	17	14	6	5	107	11	7	7
P	-	105	38	27	9	18	6	4
Q	180	180	90	39	11	30	4	5
R	35	19	9	7	250	150	5	7
S	65	18	8	6	80	75	51	39
T	80	15	7	5	12	10	7	6
U	-	110	45	26	12	8	6	6
V	-	-	-	-	13	18	8	7
W	-	-	-	-	80	109	14	11
X	-	-	-	-	65	81	70	41

	TIBIA				RADIUS ET CUBITUS				SCAPULA			
	N°21	N°22	N°23	N°24	N°21	N°22	N°23	N°24	N°21	N°22	N°23	N°24
A	50	70	30	25	90	95	45	43	34	85	13	12
B	24	20	13	11	62	25	11	9	28	90	7	5
C	24	17	4	5	85	18	8	6	40	100	22	15
D	24	18	6	5	150	22	9	9	24	85	7	8
E	25	11	9	7	170	92	18	15	29	-	19	17
F	50	32	29	19	290	130	80	65	-	-	66	51
G	70	70	35	28	109	105	48	41	-	140	100	81
H	62	92	36	27	240	25	24	22	-	-	185	162
I	26	26	15	12	300	19	29	18	-	-	95	91
J	19	9	12	8	60	18	23	16	105	90	36	29
K	19	12	7	6	50	12	16	15				
L	20	17	12	7	95	110	31	35				
M	24	20	12	10								
N	23	18	10	8								
O	22	17	9	7								
P	19	14	8	6								
Q	22	17	12	7								
R	22	18	8	8								
S	20	18	7	8								
T	18	15	6	6								
U	20	17	8	6								



Abscisse: longueur de l'os L
Ordonnée: dureté de l'os D

Fig.1 FEMUR REGION CRANIALE



Abscisse: longueur de l'os L
Ordonnée: dureté de l'os D

Fig.2 FEMUR REGION CAUDALE

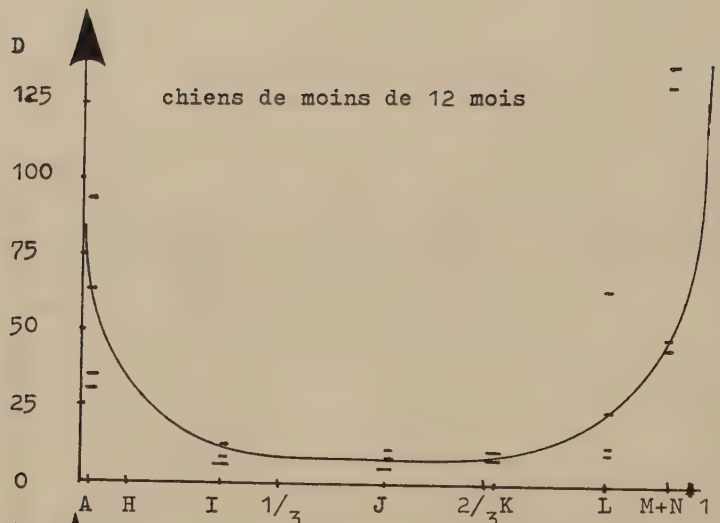


Fig.3

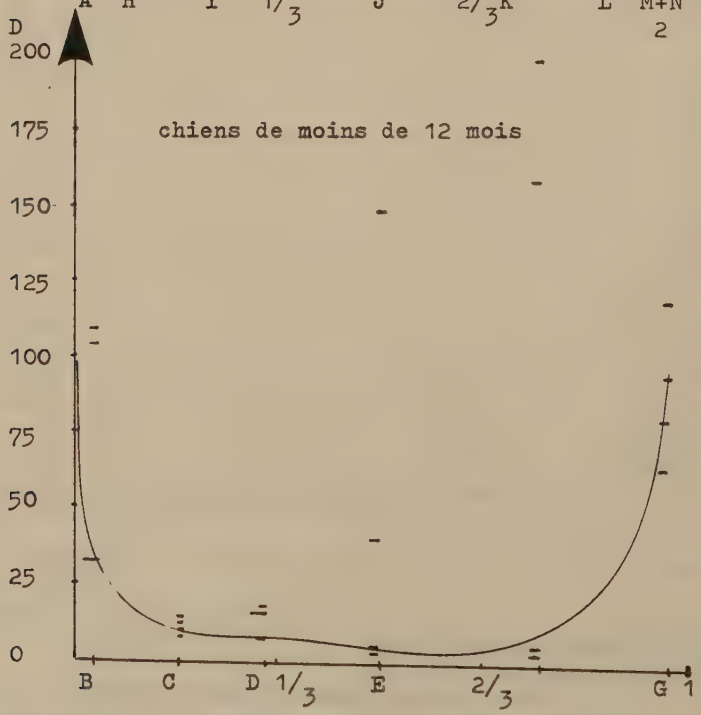


Fig.4

Fig.3 et Fig.4 FEMUR REGIONS CAUDALE ET CRANIALE

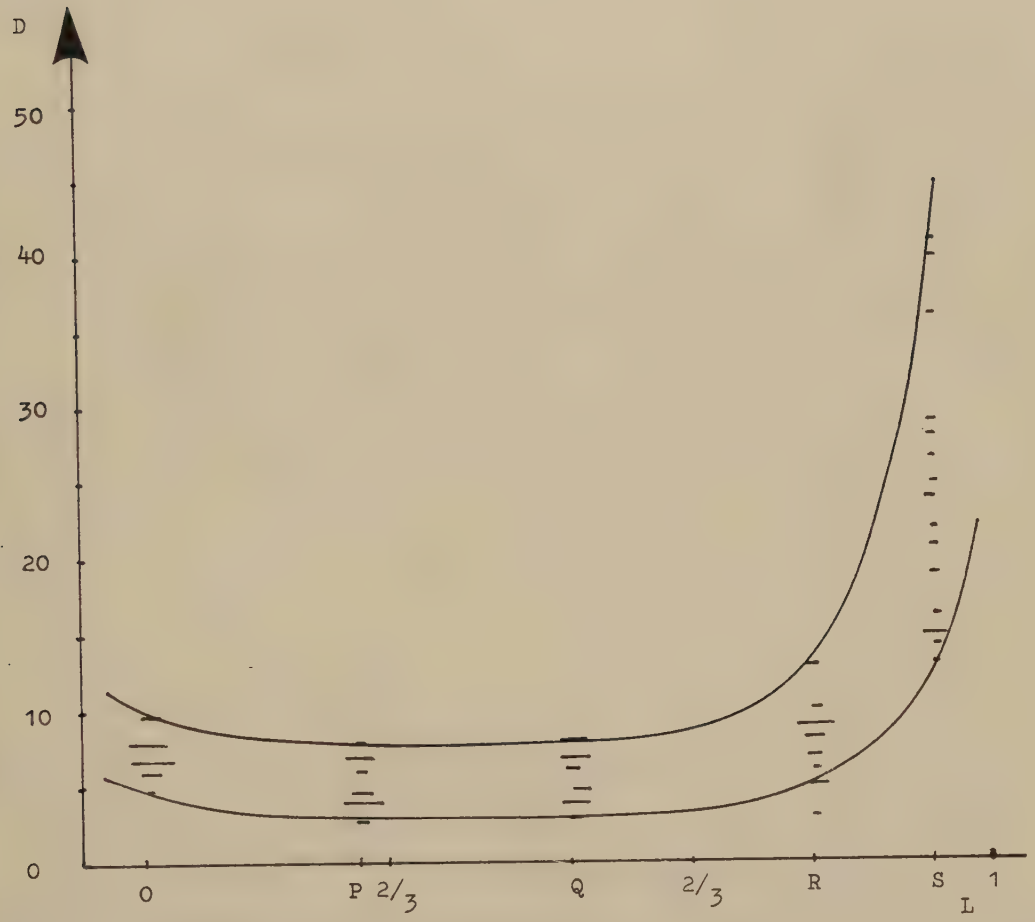


Fig:5 FEMUR REGION MEDIALE

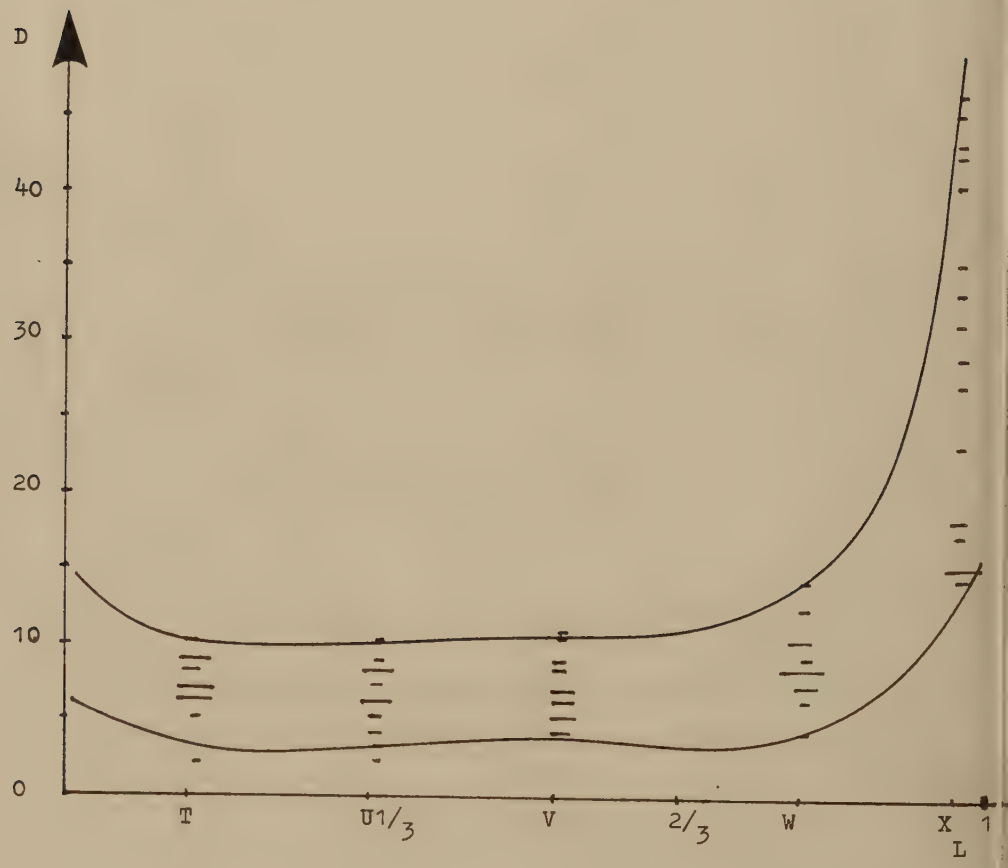


Fig:6 FEMUR REGION LATERALE

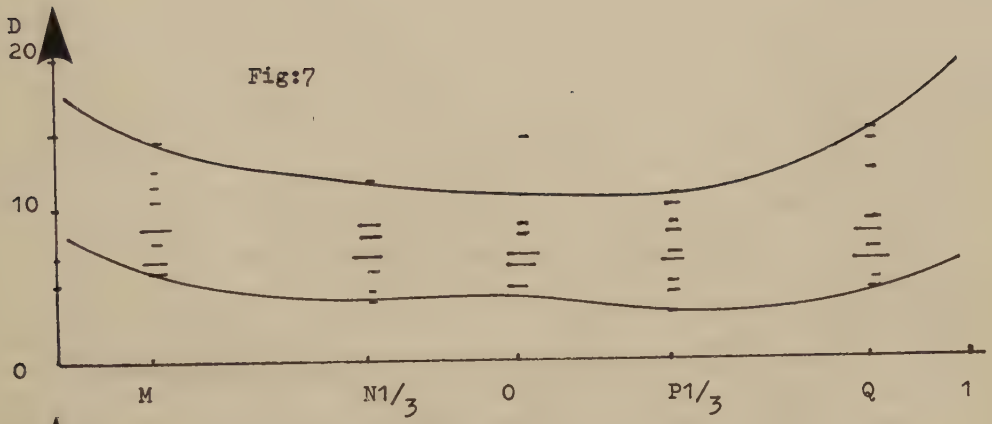


Fig:7

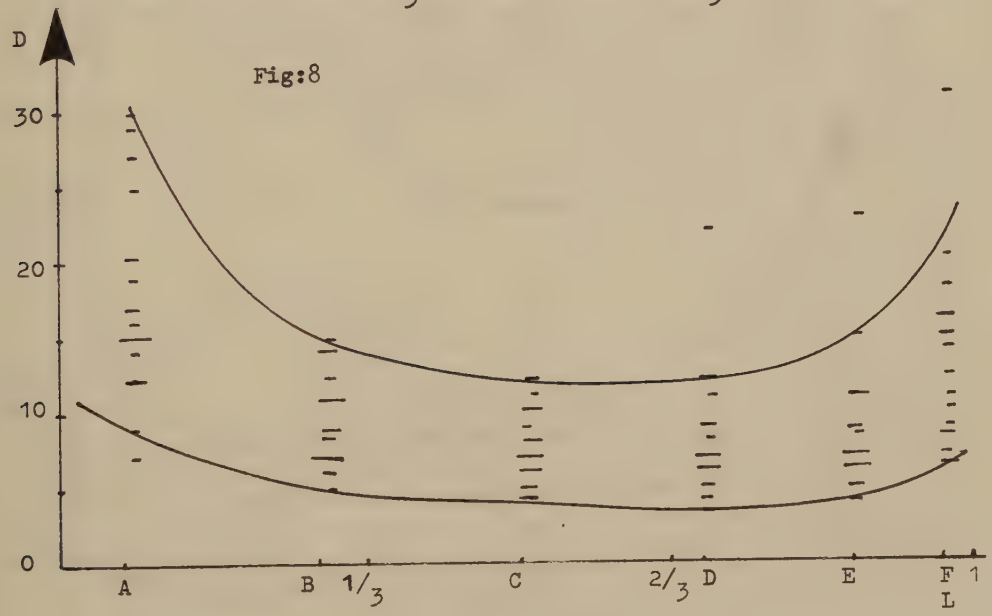


Fig:8

Fig:7 et Fig:8 TIBIA REGIONS MEDIALE ET CRANIALE

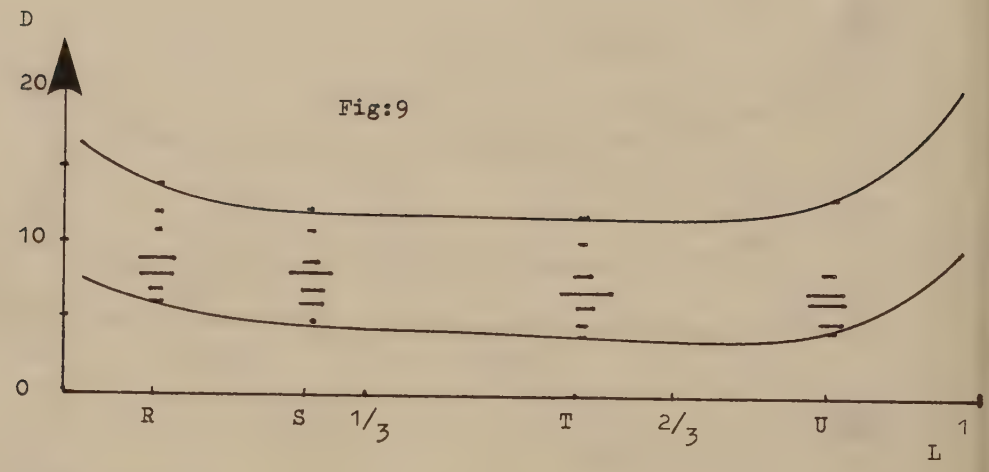


Fig:9

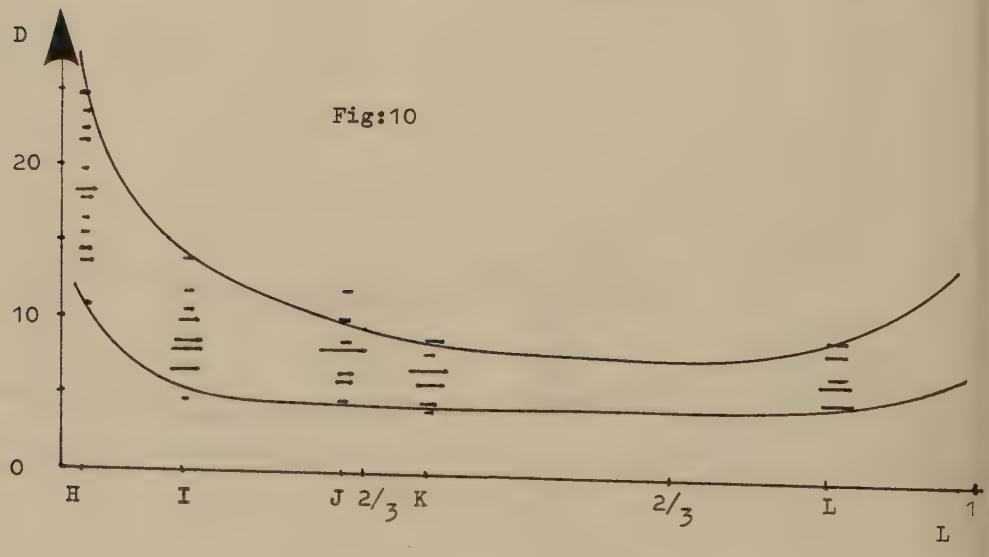


Fig:10

Fig:9 et Fig:10 TIBIA REGIONS LATERALE ET CAUDALE

Fig:11

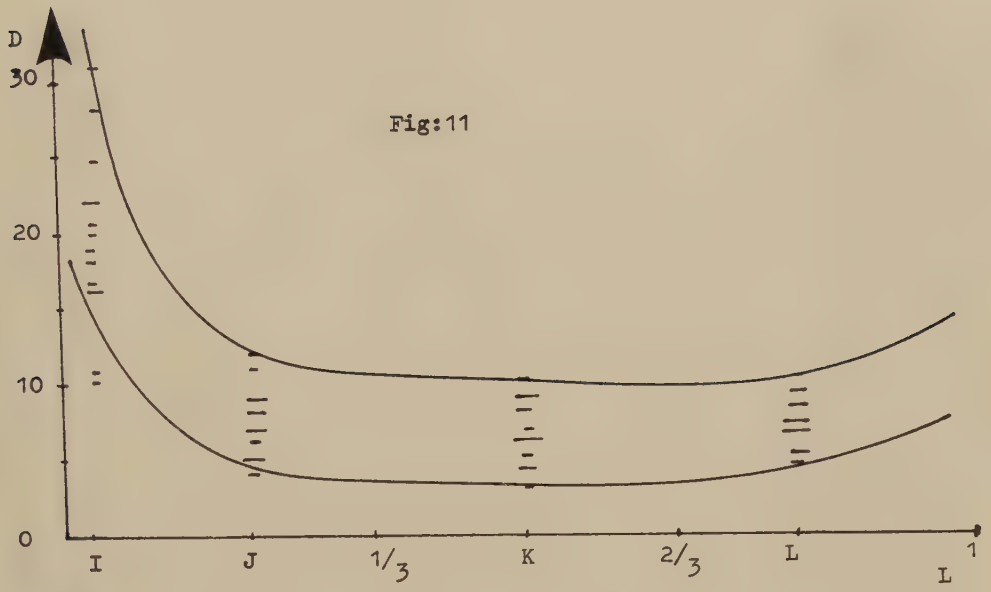


Fig:12

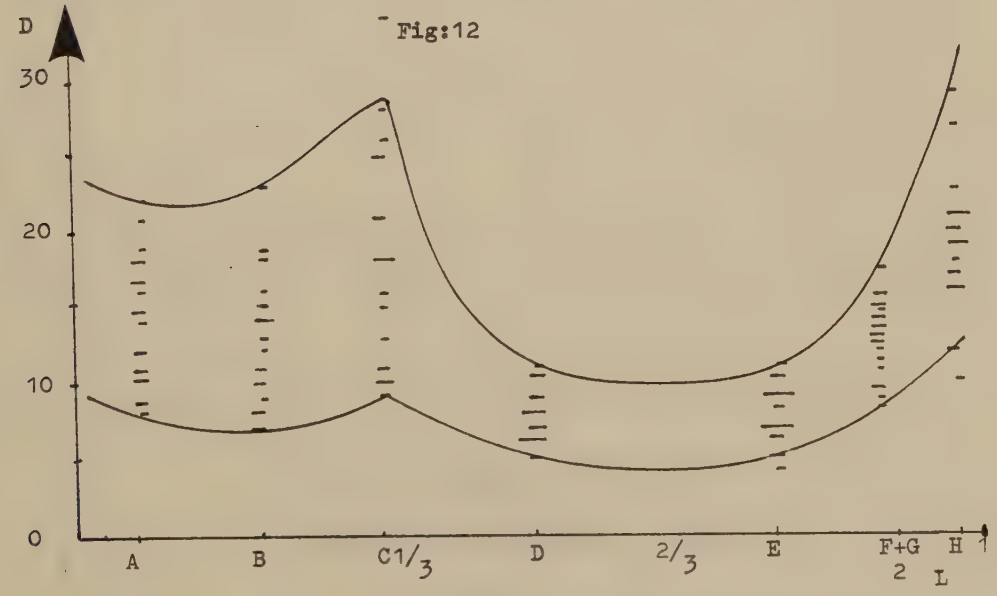


Fig:11 et Fig:12 HUMERUS REGIONS CAUDALE ET CRANIALE

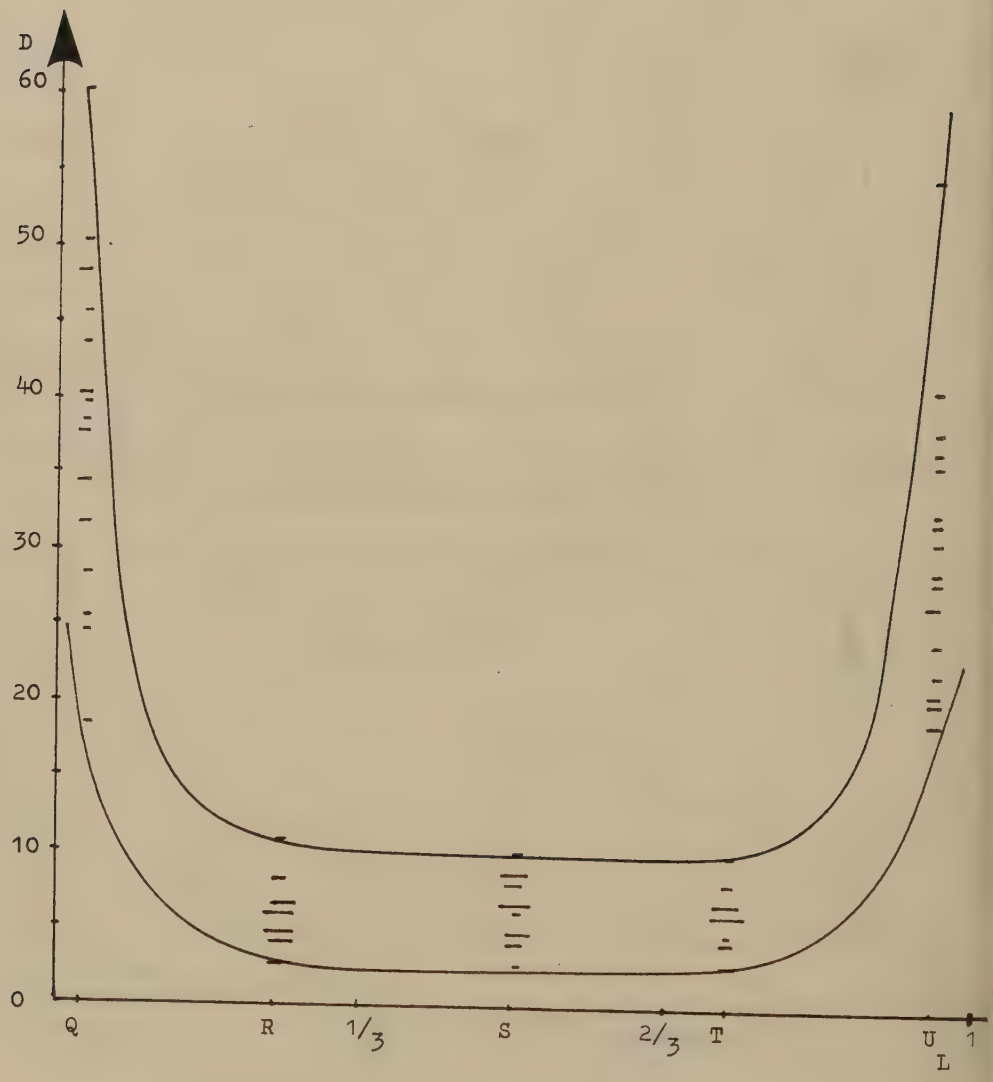


Fig:13 HUMERUS REGION LATERALE

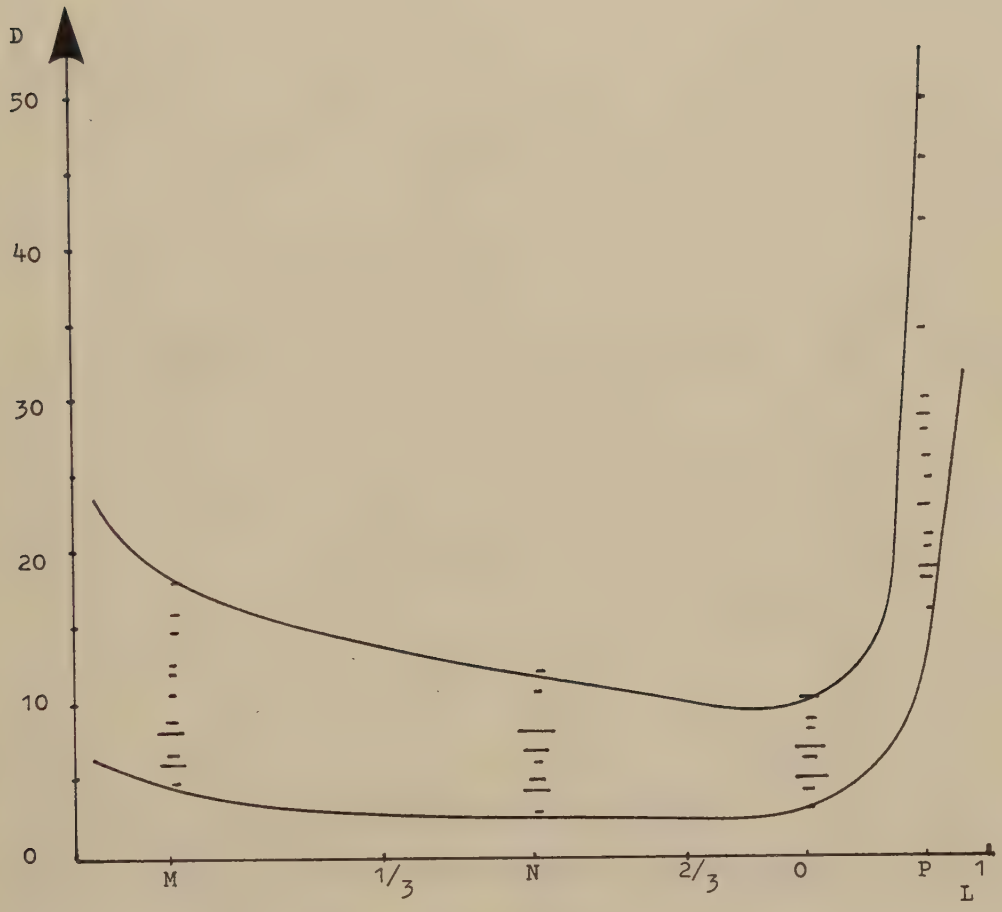


Fig.14 HUMERUS REGION MEDIALE

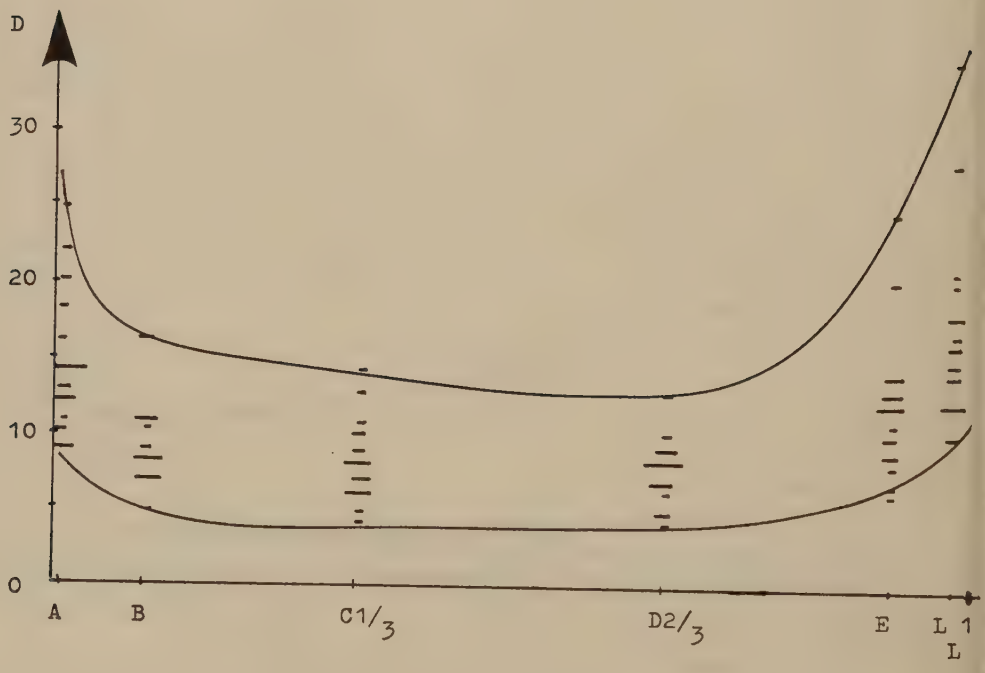


Fig:15 RADIUS REGION DORSALE

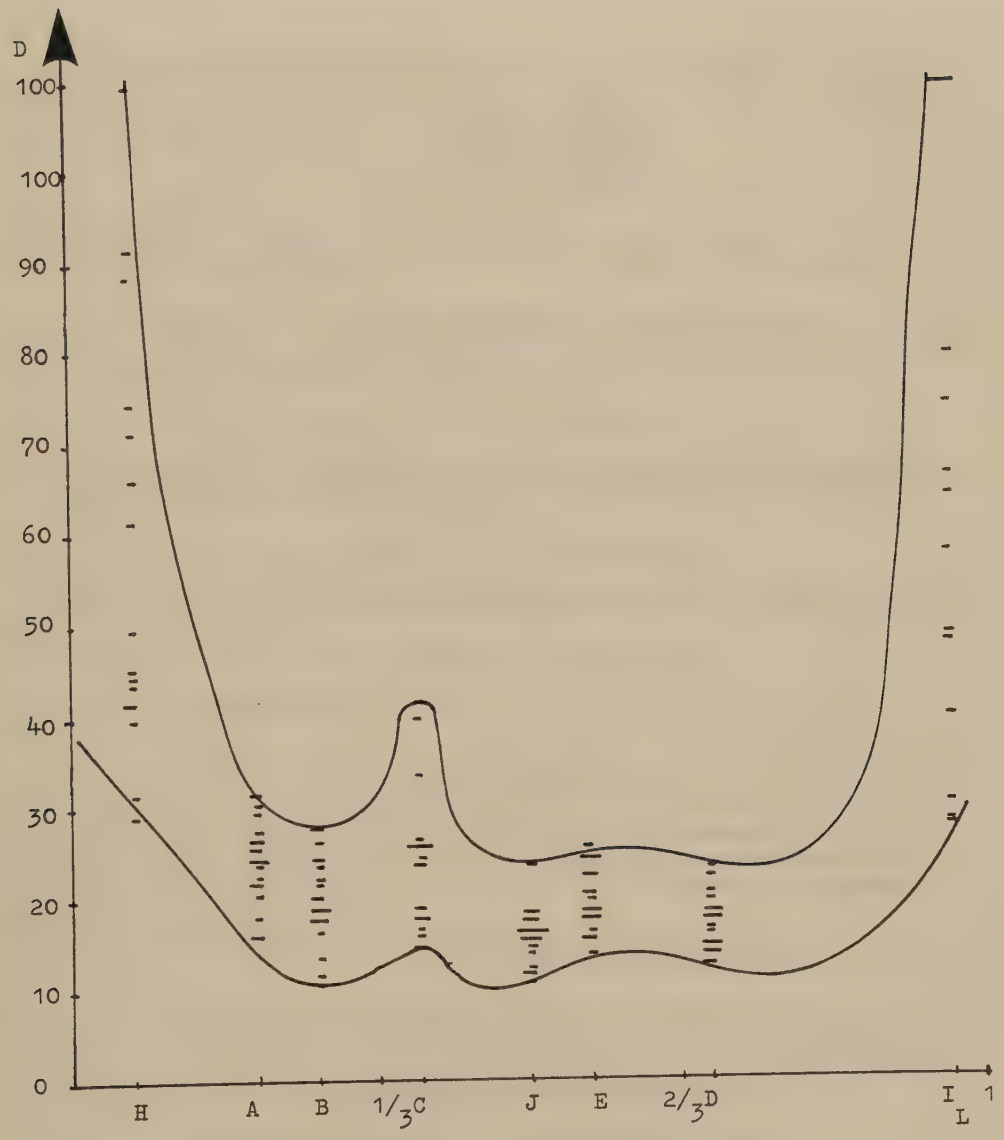


Fig:16 SCAPULA VUE LATERALE

Ces normes ont été déterminées selon quatre incidences

incidence craniale
incidence caudale
incidence médiale
incidence latérale

Ainsi selon que l'on considère par exemple le fémur suivant sa face craniale ou caudale on obtient deux graphiques différents.

A. le fémur, éléments remarquables

On obtient trois types d'empreintes :

. vue craniale dite en **V**

Courbe de l'os type avec un maximum de dureté en milieu de diaphyse et une stabilisation des valeurs avec l'âge en particulier après 10 ans.

. vue caudale dite en **U**

On obtient un plateau d'isodureté pratiquement sur toute la diaphyse.

. vue latérale et médiale en **U** basculé à gauche

En effet le tiers proximal de la diaphyse apparaît plus dur que tout le reste de l'os.

B. Le tibia, éléments remarquables

D'une manière générale la partie distale de la diaphyse est plus dure que la partie médiale en particulier selon les incidences craniale, médiale et latérale.

Dans l'ensemble les graphiques sont en **U** basculés à droite avec une ouverture des deux branches du **U**.

On remarquera la grande homogénéité des résultats c'est donc que la dureté du tibia n'évolue que très peu après 1 an.

C. L'humérus, éléments remarquables

Quatre incidences, quatre types de graphiques

1. incidence craniale

Facies en **V** transformé par ce pic en C correspondant à la tubérosité deltoïdienne terminaison du muscle deltoïde. Le maximum de dureté se trouve au niveau de la partie distale de la gouttière du muscle brachial encore appelée "gouttière de torsion" de l'humérus.

On remarquera les deux zones particulièrement dures de part et d'autre du trou sus-trochléaire (F et G)

2. incidence caudale

S'oppose à l'incidence craniale qui est très mouvementée. On retrouve ici un faciès très comparable à l'incidence caudale du tibia c'est-à-dire un faciès en **U** ouvert .

3. incidence médiale

Faciès en basculé à droite avec un maximum de dureté très distal en O.

4. incidence latérale

Faciès caractéristique en **W** remarquable à la fois par sa complexité et sa régularité.

D. Radius

Le complexe Radius Ulna est peu accessible avec le duromètre pour réaliser des études systématiques comme précédemment. C'est pourquoi nous n'avons étudié systématiquement que le faciès cranial du radius, mais nous pouvons dire que comme le tibia le radius est doublement homogène:d'une part au niveau craniale c'est un faciès en **U** avec des résultats très groupés d'autre part les trois autres faciès apparaissent assez réguliers et semblables au faciès cranial.

Conclusion

L'os subit des remaniements en fonction des sollicitations auxquelles il est soumis c'est pourquoi sur un os tel que l'humérus avec des formes très mouvementées d'où des sollicitations très variées on obtient des résultats extrêmement différents d'une face à une autre.

La dureté maximale de l'os est toujours obtenue là où la surface de section est la plus petite et quand l'os est soumis à des sollicitations de flexions.

Le tibia est doublement intéressant à considérer d'une part par son accessibilité en région craniale en particulier en percutané et d'autre part par l'homogénéité de ses résultats les rendant très significatifs ce qui permettrait de déterminer rapidement une variation anormale de dureté donc un état pathologique du squelette.

b. Variations de la dureté en fonction de l'âge

- Animaux de moins d'un an

Sans chercher à déterminer les zones d'ossification première chez le jeune on s'aperçoit immédiatement que le duromètre médical est l'instrument de choix pour ce travail et on verra qu'il serait particulièrement intéressant de l'utiliser dans le domaine de la microdureté.

Nous avons ici utilisé une précharge de 0,5 bar et une charge de 1 bar. En effet si l'on utilise des pressions trop importantes il se produit une destruction du tissu osseux et donc des résultats sans intérêts.

On remarque ainsi que les os tendent progressivement vers leurs faciès définitifs. Cette minéralisation ne se fait cependant pas d'une manière homogène mais semble progresser à partir d'une région ou d'une extrêmité bien précise ainsi par exemple le fémur est déjà bien minéralisé chez ce Doberman de 2 mois sur sa face caudale H I J K alors qu'en région craniale E et F ne sont pratiquement pas minéralisés.

- Chez des animaux de plus de 12 mois

D'une manière générale le squelette tend à devenir plus dur et donc plus minéralisé en vieillissant et cette minéralisation semble être particulièrement nette après 8-10 ans.

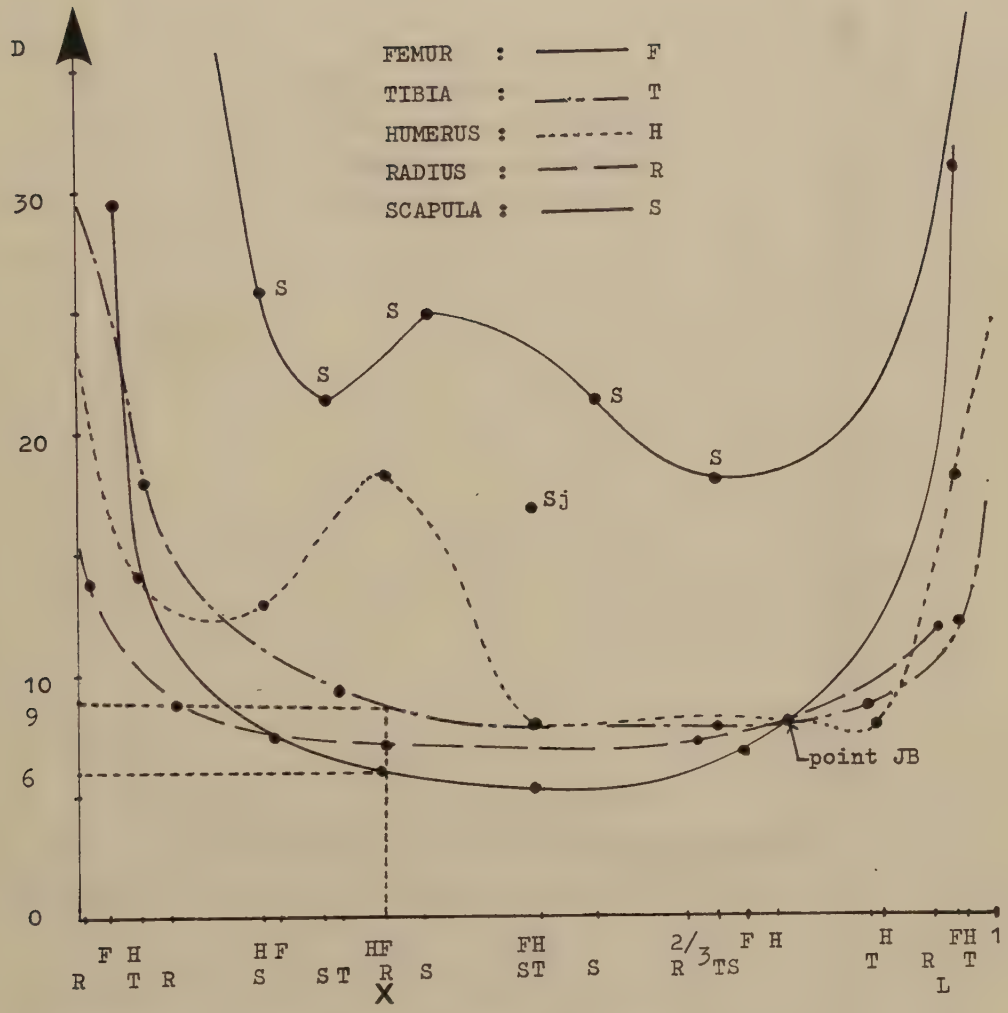
Cependant certains os semblent être plus sensibles à ce vieillissement comme le fémur et d'autres moins sensibles comme le tibia ou le radius. Mais sur chaque rayon certains points évoluent différemment que d'autres ainsi pour le fémur :

au point B le tissu osseux semble se minéraliser surtout après 8 ans.

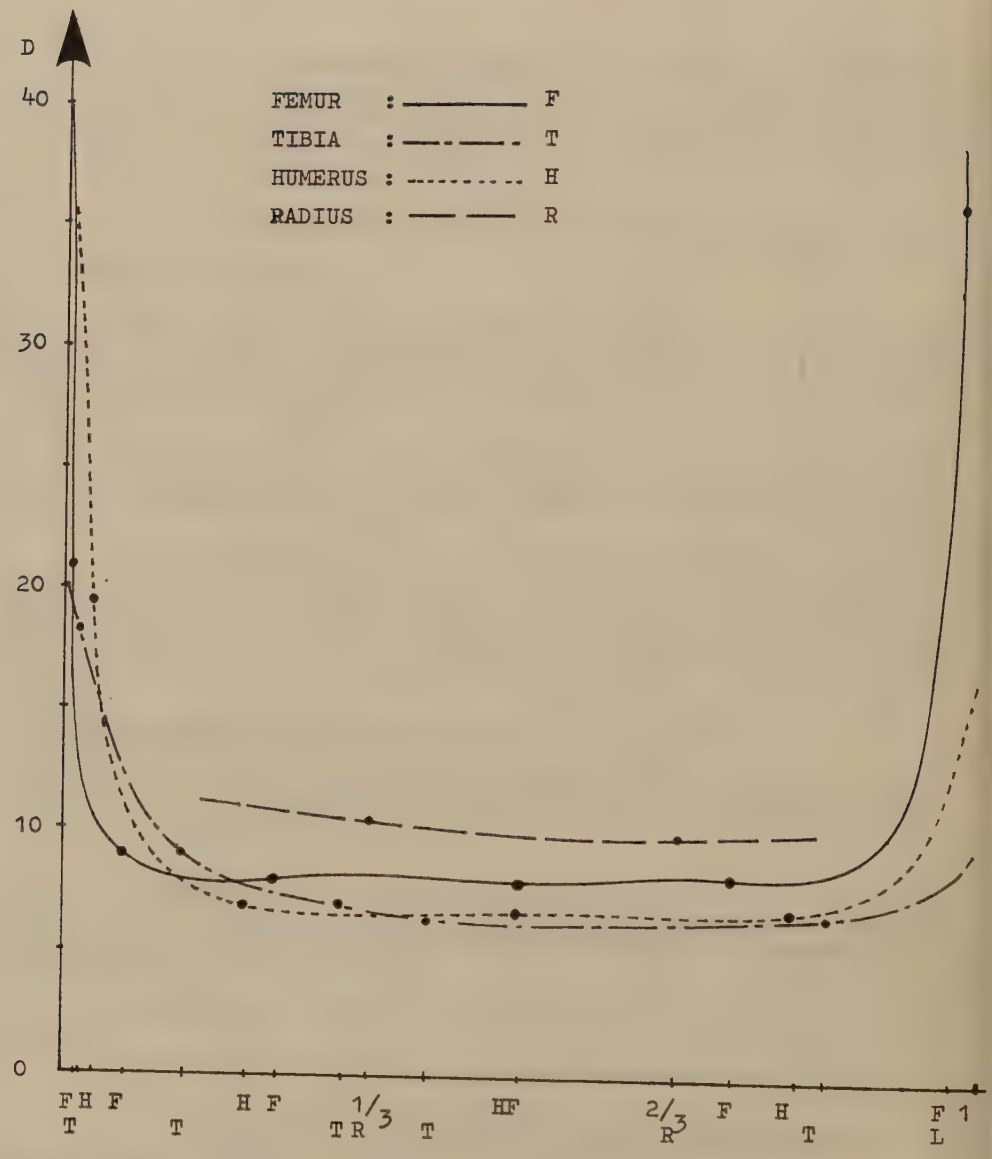
aux points J, L, X la dureté paraît indépendante de l'âge.

c. Relations existant entre la dureté des différents rayons osseux d'un même squelette.

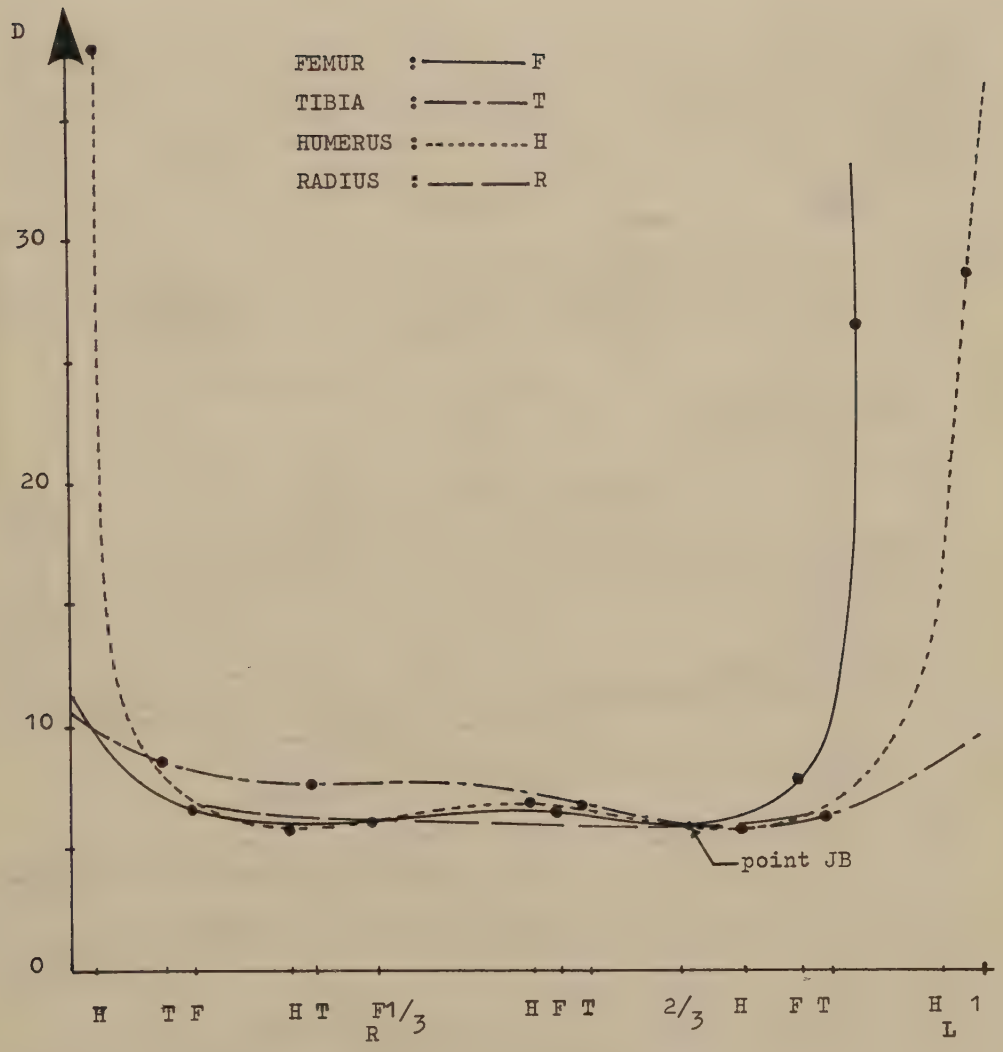
Nous étudierons donc comparativement fémur, humérus, radius, tibia, scapula selon les quatre incidentes craniale, caudale, médiale et



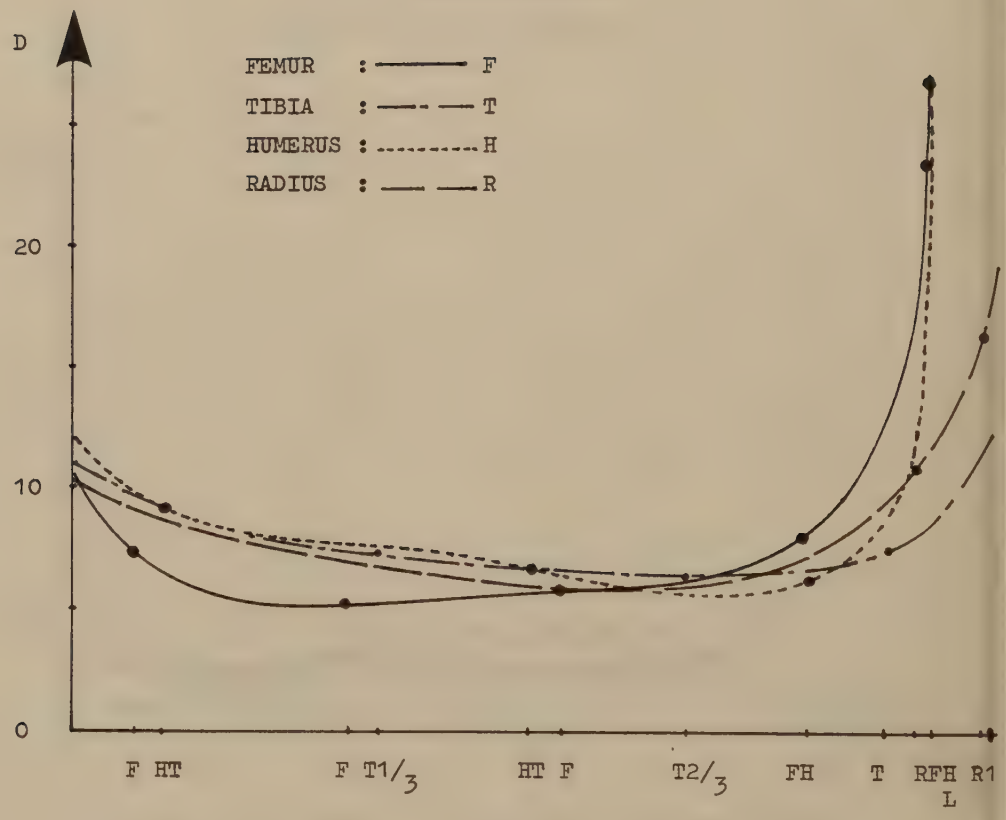
ETUDE COMPARATIVE : REGIONS CRANIALES ET SCAPULA REGION LATERALE



ETUDE COMPARATIVE : REGIONS CAUDALES



ETUDE COMPARATIVE : REGIONS LATERALES



ETUDE COMPARATIVE : REGIONS MEDIALES

latérale. Nous réalisons la moyenne de la dureté en chaque point des vingt squelettes normaux. Ayant déterminé les graphiques à partir de ces moyennes on ne devra pas les interpréter comme étant des valeurs moyennes de la dureté osseuse en un point mais on pourra déterminer graphiquement le rapport de dureté existant entre deux rayons osseux différents d'un même squelette. Ainsi par une simple mesure faite in vivo (percutanée ou non) au niveau de la crête tibiale on pourra déterminer la dureté du tissu osseux en un autre point du squelette.

ex : mesure faite en X au tiers proximal d'un tibia (crête tibiale) on trouve une dureté de 12. On peut en déduire la dureté au tiers proximal cranial du fémur de ce même squelette,

en effet on aura $\frac{D}{12} = \frac{6}{9} \Rightarrow D = 8$: résultat vérifié à l'aide du duromètre

d. Les points J.B. Points remarquables

Point d'isodureté du fémur, du tibia, de l'humérus et du radius en région craniale en début du tiers respectif distal de chaque os. On retrouve un point d'isodureté analogue en tout début du tiers distal en région latérale.

Ce point confirme l'intérêt d'une mesure percutanée du tibia à ce niveau pour obtenir une idée de la dureté de l'ensemble du squelette.

B. Quelques expérimentations avec leurs commentaires en microdureté

On utilise un duromètre modifié. On travaille en PSI et les pénétrations sont exprimées en microns.

Le microduromètre n'est utilisable qu'in vitro et nécessite un appareillage sophistiqué . On obtient alors des résultats très fins et très fiables.

Dans un premier temps nous avons utilisé une précharge de 5 PSI et une charge de 10 PSI. Les écarts de dureté obtenus en différentes régions d'un même os n'étant que peu importants nous avons décidé d'utiliser une charge plus importante. En effet si la charge est trop faible on reste dans le domaine élastique et les résultats de l'expérimentation étant faussés apparaîtront anormalement homogènes. Une charge de 30 PSI semble être la mieux adaptée à l'étude du tissu osseux chez le chien.

SERIE DE MESURES N°1:PRECHARGE 5 PSI,PENETRATION EXPRIMEE EN MICRONS

N°	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
CHARGE 30 PSI	55	50	48	50	99	94	84	53	53	35	88	58	78	82	53	55	97
15 PSI	9	8	8	8	22	12	8	7	6	5	10	8	9	12	6	6	8

SIGNALEMENT DE L'ANIMAL

race: Montagne des Pyrénées
sexe: mâle
âge : trois ans
poids: trente deux kilogrammes

CIRCONSTANCES PATHOLOGIQUES

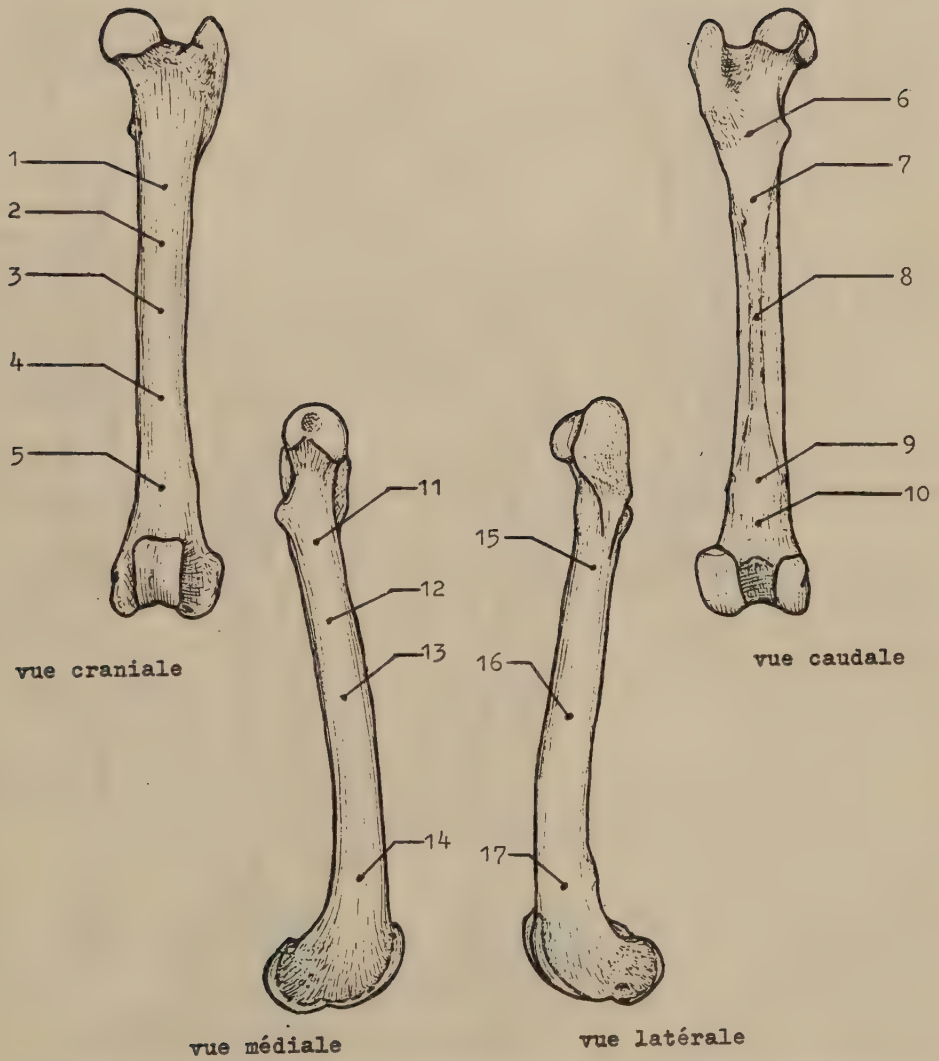
gastrite
antécédents pathologiques: néant

OBSERVATIONS

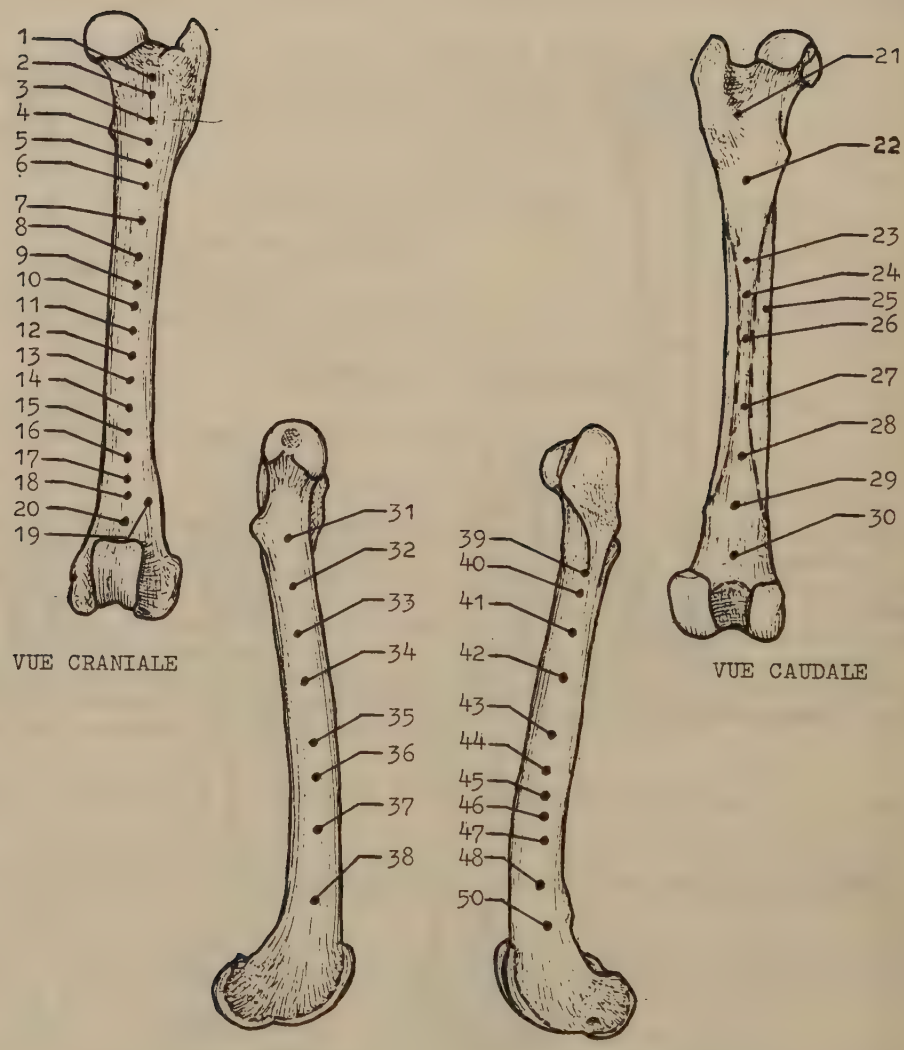
La charge doit être suffisante pour dépasser la limite élastique du tissu osseux et pour obtenir des résultats plus significatifs. Aprés de nombreux essais il nous a semblé que chez le chien une charge de trente psi apparaît comme étant la plus intéréssante. Ci dessus un exemple de mesures comparatives utilisant successivement une charge de dix psi puis une charge de trente psi. Il apparaît nettement, que les résultats obtenus avec la charge de trente psi sont beaucoup plus significatifs que ceux obtenus avec une charge de dix psi: ces derniers manquent en effet de relief.

SERIE DE MESURES N°2:PRECHARGE 5 PSI PENETRATION EXPRIMEE EN MICRONS

N°	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
CHARGE 30 PSI	250	203	108	99	89	126	119	120	101	999	95	100	102	106	106
N°	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
CHARGE 30 PSI	92	110	206	150	300	131	135	258	400	162	219	245	290	151	157
N°	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45
CHARGE 30 PSI	138	131	132	125	82	87	100	115	82	98	100	97	96	128	133
N°	46	47	48	50											
CHARGE 30 PSI	170	214	199	500											



ETUDE DE DUROMETRIE COMPAREE EN UTILISANT DEUX CHARGES DIFFERENTES
SERIE DE MESURES N°1



ETUDE EN MICRODURETE DU FEMUR GAUCHE D'UN CHIEN EN CROISSANCE

SERIE DE MESURES N°2

SIGNALEMENT DE L'ANIMAL

race : Berger Allemand
sexe : mâle
âge : cinq mois
poids: dix huit kilogrammes

CIRCONSTANCES PATHOLOGIQUES

entérite hemorragique
antécédents pathologiques: néant

OBSERVATIONS

La microdureté permet d'étudier trés précisemment le tissu osseux, cette méthode est particulièrement intéressante grâce à sa finesse et sa faible charge pour étudier la croissance et la minéralisation du tissu osseux. Dans l'exemple ci dessus cette méthode permet de mettre en évidence deux zones où le processus de minéralisation semble avoir été peu important: N°1,2 et 18,20.

SERIE DE MESURES N°3:PRECHARGE 5 PSI PENETRATION EXPRIMEE EN MICRONS

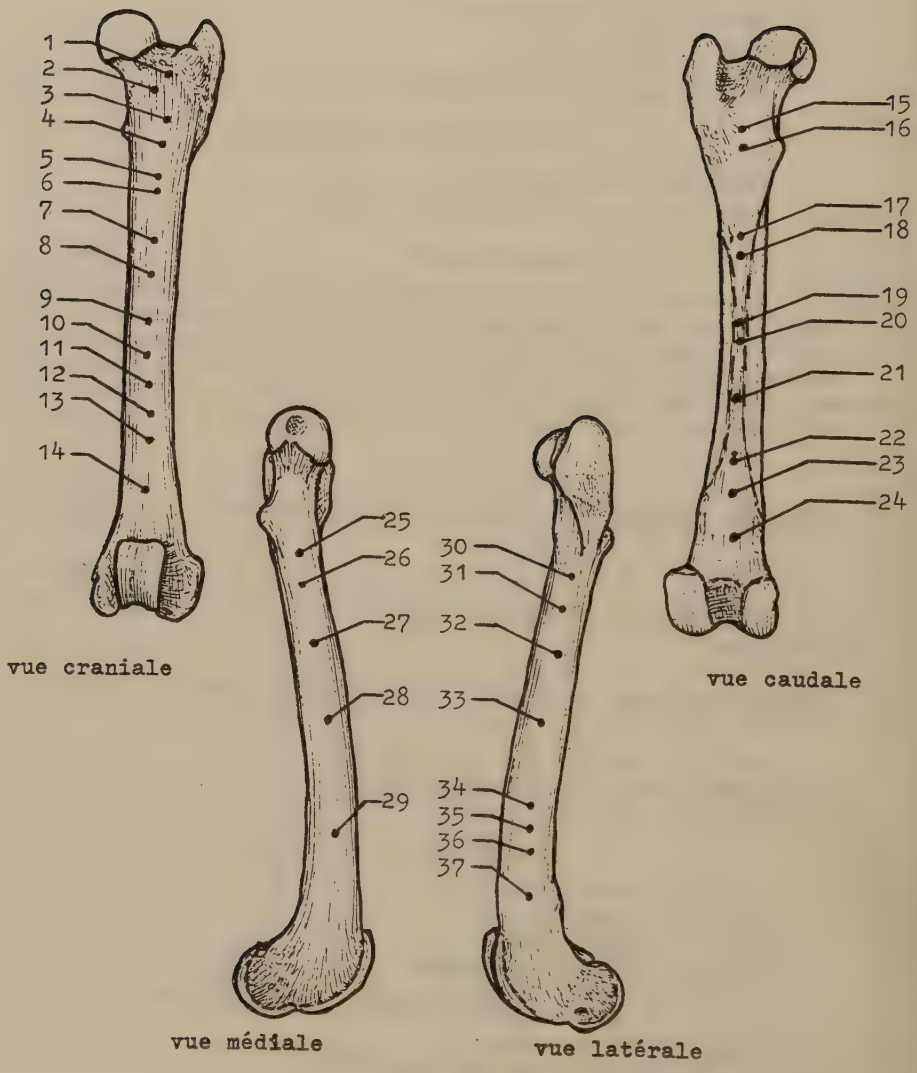
N°	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
CHARGE 30 PSI	138	123	180	200	94	92	75	62	75	65	95	118	115	156	252
N°	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
CHARGE 30 PSI	263	87	94	88	92	89	149	153	210	95	103	108	114	121	84
N°	31	32	33	34	35	36	37								
CHARGE 30 PSI	88	95	113	125	165	211	224								

SIGNALEMENT DE L'ANIMAL

race : croisé Griffon
sexe : femelle
âge : cinq mois
poids : douze kilogrammes

CIRCONSTANCES PATHOLOGIQUES

torsion de l'estomac
antécédents pathologiques: néant



ETUDE EN MICRODURETE DU FEMUR GAUCHE D'UN CHIEN EN CROISSANCE

SERIE DE MESURES N°3

OBSERVATIONS

Si l'on compare la dureté osseuse de cette jeune chienne avec les résultats obtenus précédemment il est intéressant d'observer une différence aussi importante entre ces deux chiens de même âge. Il semble que la minéralisation des os en croissance se déroulerait suivant un processus complexe mais cependant bien défini et spécifique de chaque type d'os.

SERIE DE MESURES N°4:PRECHARGE 5 PSI PENETRATION EXPRIMEE EN MICRONS

N°	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
CHARGE 30 PSI	64	48	47	47	50	71	92	109	52	64	109	130	73	58	85
N°	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26				
CHARGE 30 PSI	57	53	56	72	160	71	60	65	70	78	111				

SIGNALEMENT DE L'ANIMAL

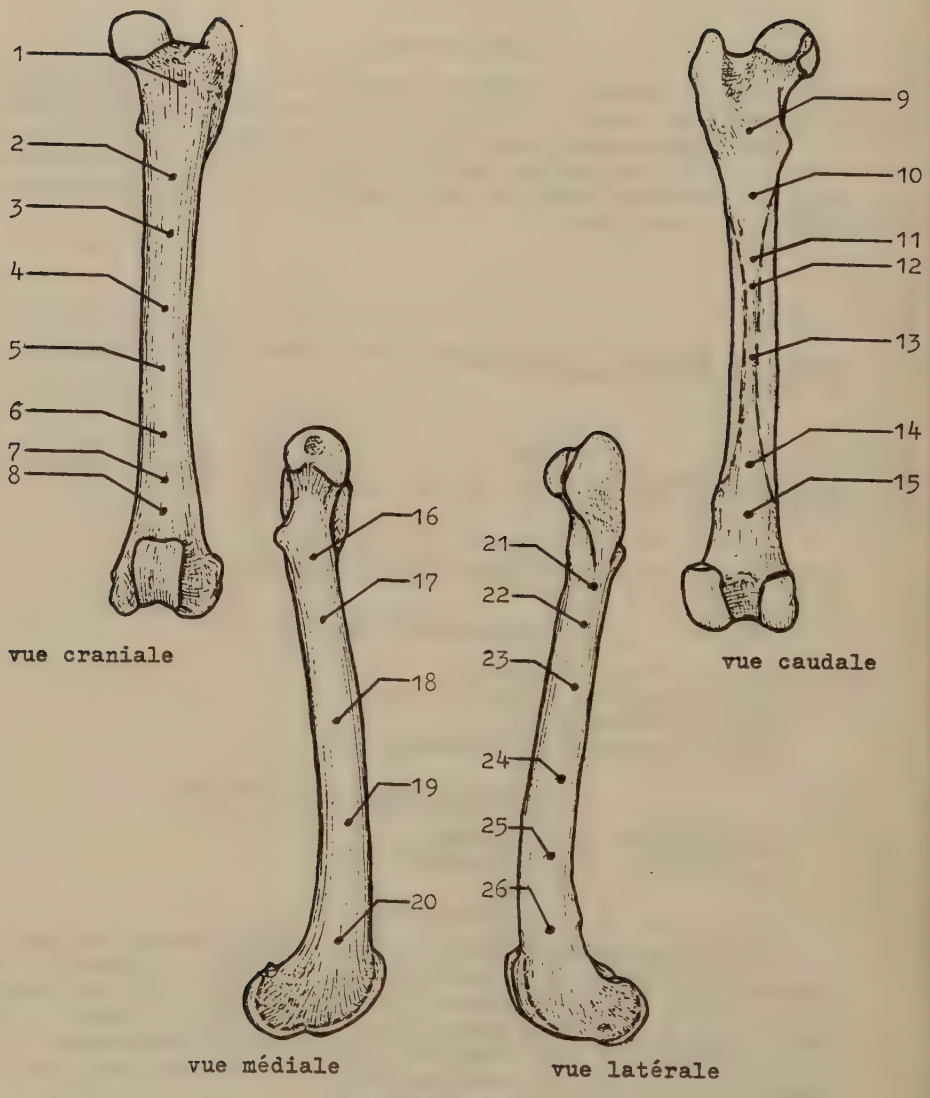
race : Dogue Allemand
sexe : femelle
âge : trente mois
poids: quarante deux kilogrammes

CIRCONSTANCES PATHOLOGIQUES

perforation de l'estomac
antécédents pathologiques: néant

OBSERVATIONS

La dureté osseuse relative à la région caudale ne semble pas en accord avec notre étude en macrodureté: le tiers médial de la diaphyse ne semble pas suffisemment dur. En fait il n'en est rien, en effet, c'est à ce niveau que se fait l'insertion du muscle abducteur de la cuisse, et, utilisant une précharge peu importante le pénétrateur se trouve encore dans une région fibroëlastique d'où ces résultats (N°11,12 et 13) trop élevées.



ETUDE EN MICRODURETE DU FEMUR GAUCHE D'UN CHIEN DE 30 MOIS
SERIE DE MESURES N°4

SERIES DE MESURES N°5:PRECHARGE 5 PSI PENETRATION EXPRIMEE EN MICRONS

N°	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
CHARGE 30 PSI	23	25	19	35	50	57	53	58	48	70	45	33	32	48	30

N°	16	17	18
CHARGE 30 PSI	35	48	72

SIGNALEMENT DE L'ANIMAL

race : Berger Allemand
sexe : mâle

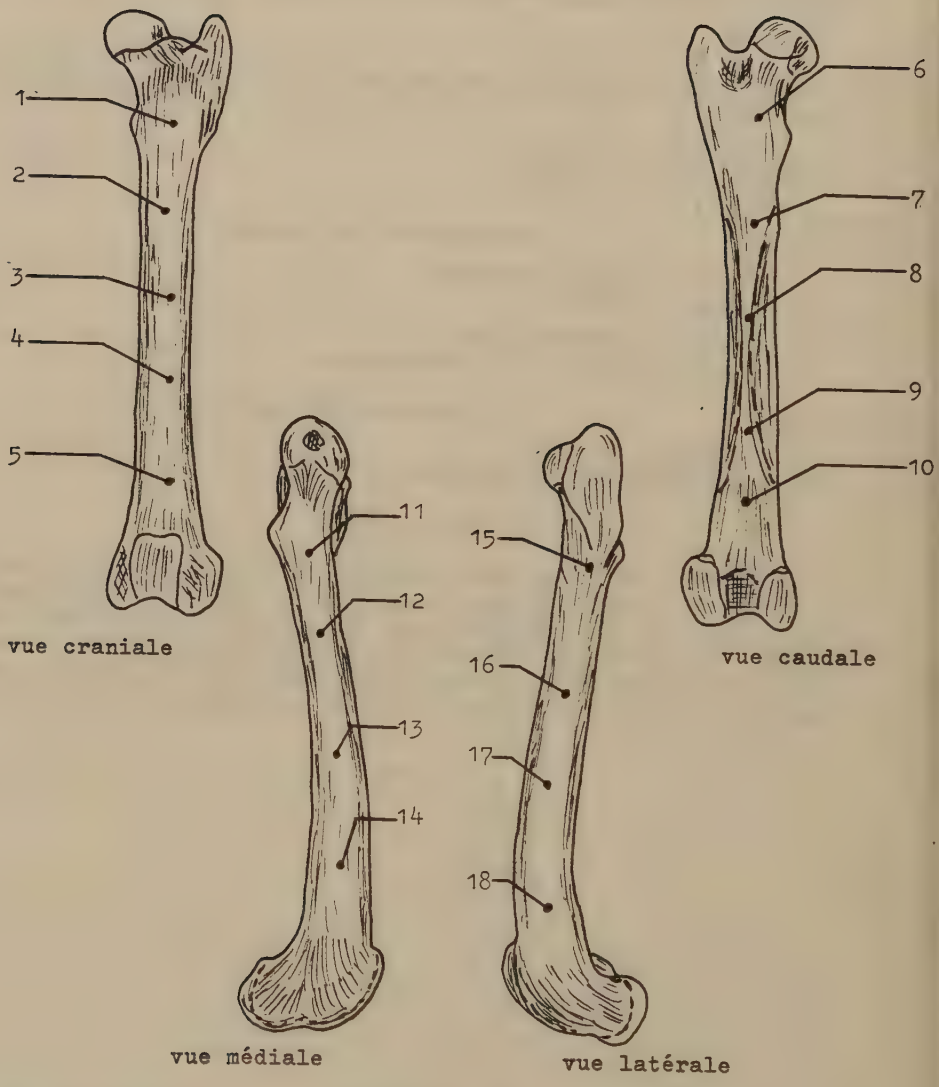
âge : quatorze ans
poids : trente huit kilogrammes

CIRCONSTANCES PATHOLOGIQUES

animal mordeur
antécédents pathologiques : néant

OBSERVATIONS

Ainsi même sur des os trés durs, les mesures réalisées en utilisant une charge de trente psi donnent des résultats intéréssants. Cependant, si l'on veut obtenir des variations plus importantes on devra sur de tels os choisir une charge de cinquante ou soixante psi, cette élévation de la charge compliquera une éventuelle étude comparative(charge trente psi) mais ne la rendra pas impossible.



ETUDE EN MICRODURETE DU FEMUR GAUCHE D'UN CHIEN ADULTE DE 14 ANS

SERIE DE MESURE N°5

CONCLUSION

Le duromètre médical semble donc particulièrement bien adapté à cette étude puisqu'il est utilisable in vivo. La souplesse de sa technologie et la simplicité de sa conception permettent de faire varier les charges et les pénétrateurs. Il ne contient pas de pièce en équilibre, il est utilisable dans toutes les positions.

La macrodureté donne une valeur au niveau de l'ensemble des conglomérats de duretés diverses formant les éléments constitutifs de la structure. En définitive on obtient des mesures permettant d'étudier les tissus en tant que matériau de construction. Avec la microdureté, il devient possible, d'une part de rechercher la dureté dans les constituants histologiques de la micro-structure (ostéones, os interhaversien) et même dans les différentes lamelles d'un ostéone, d'autre part de situer l'orientation fibrillaire, le réseau cristallin dans une orientation spatiale. On peut dire que microdureté et macrodureté sont des méthodes complémentaires. Elles sont associables dans des études physiopathologiques. Les mesures "in vivo" de la macrodureté donneront à ces études une nouvelle dimension.

La dureté osseuse est une propriété physique en corrélation avec d'autres propriétés physiques et chimiques. L'hétérogénéité des tissus osseux ne gêne pas la mesure mais rend l'interprétation délicate. Il existe de grandes variations d'homogénéité dans le sens longitudinal et dans les coupes transversales au niveau des tissus compacts.

Les variations sont faibles et ont un vecteur positif du périoste vers l'endoste. L'hétérogénéité anatomique nécessitait donc l'établissement de cartographies et la détermination des relations existant entre la dureté des différents rayons osseux d'un même squelette. Ainsi on peut facilement trouver la dureté en un point peu accessible du squelette en ne faisant qu'une simple mesure au niveau de la crête tibiale de ce même squelette. Cependant les mesures percutanées demandent de la part de l'opérateur une appréciation de la peau qui est souvent chez le chien d'une épaisseur très variable, c'est pourquoi nous pensons qu'une petite incision semble préférable et

donnera des résultats plus faibles.

Les essais de cisaillement mettent en évidence l'importance de la dureté dans les ostéotomies (13, 14) : la structure cristalline des tissus compacts nécessite des outils tranchants à pente d'affûtage négative. Dans les tissus moins durs, par contre (régions métaphysaires, cartilages) les tranchants auront des pentes positives (14). Les vis de fixations de prothèses travaillant au cisaillement la mesure de la dureté corrélative avec la résistance au cisaillement permet de connaître le couple de serrage optimum de blocage des vis et l'adhérence de la plaque.

Enfin, d'une manière générale, compte tenu des variations de dureté dues à des maladies osseuses ou non, nous pensons qu'une connaissance plus approfondie du système osseux peut s'acquérir par la mesure de la dureté osseuse.

: Le Professeur de l'Ecole Vétérinaire
rapporteur

Professeur A. CAZIEUX

Vu : Le Directeur de l'Ecole
Vétérinaire

Professeur R. LAUTIE

: Le Président de la Thèse

Professeur COMBELLES

VU ET PERMIS D'IMPRIMER
Toulouse, le 26.3.1982
Le Président de l'Université
Paul Sabatier

Professeur L. CANCEL

B I B L I O G R A P H I E

1. AMPRINO. R.

Investigations on some physical properties of bone tissue
Act. Anat, 1958, 34, 161-186.

2. AMPRINO R.

Microhardness testing as a mean of analysis of bone biophysical properties. Dans G. Erans, biomechanical studies of the musculo, Skeletal system C. Thomas Publisher, Springfield
Illinois USA 1961, pp 20-48.

3. AOCHI. O, MOTOSHIMA. T, BANDO. T

About the effective section surface and maximum compression Coad in the shaft of human extremities
(J. Kyoto) Prefect Uni. Mod. 1959, 65, 979.

4. ASCENZI. A and BONUCCI.E

The tensile properties f single osteone
Anat. Rec. 1967, 158-375.

5. ASCENZI. A., BONUCCI.E. and BOCCIARELLI .D.S.

An electron microscopie study of osteon calcification
J. Ultras ru t. Res. 1965, 12, 287.

6. BARTLEY. M.H. ARNOLD J.S., HASLAM. R.K. and JEE. SS

The relation ship of bone stre gh and bone quantity in health disease nd aging. J. Geront. 966, 21, 517.

7. BELL G.H., DUNBER O., BECK J.S., and GIBB. A

Variations in strengh of vertebral with age and their relations to osteoporis cal. tiss. Res. 1967, 1, 75.

8. BIRD. F., BECKER H., HEALER J. and MESSER M

Experimental determination of the mecanical properties of bone.
Aérospace Med 1958, 39, 44.

9. BLAIMONT P.

Etude la microdureté de l'os normal et de l'os ostéoporique.
Symposium Sandoz sur l'ostéoporose 1966.

10. BLAIMONT P.

Contribution à l'étude biomécanique du fémur humain.
Acta Orthop. Belg. 1968, 34 (5) 662.

11. BLAIMONT P , and BURNY F.

Résistance à la traction et dureté de la diaphyse fémorale.
Act. Orthop. Belg. 1968, 34 (6) 883

12. BLAIMONT P., HALLEUX P., et OPDECAM. P.

Réactions du tissu osseux aux contraintes de vissage.
Act. Orthop. Belg. 1973, 39, 393-422.

13. BOYER R. et BOYER E.

Les procédés d'ostéotomie en chirurgie oculair .
Arch. Opht. (Paris) 1977, 37, 5, 359-374.

14. BOYER E.

Dureté des tissus osseux et cartilagineux : mise au point d'un duromètre médical pour la mesure "in vivo et in vitro".
Thès . Université Paul Sabatier de Toulouse (Sciences) 1979

15. CAMERO H.U., PILLAR R.M., and MACNAB I.

The microhardness of articular cartilage
Clini. Orthop. Related. Res. 1975, 108, 275-278.

16. CARLSTROM D.

Microhardness measurements on single Haversian systems in bone.
Experimentia 1954, 10, 171.

17. COMET J.J., ROZIER T., VASSAL R., ARENE J.M., FISSCHER L.

Recherches expérimentales sur la résistance de la diaphyse, des os longs chez l'homme.
Rev. Chir. Orthop. 1967, 53, 2-21.

18. CONNOLLY J.P., HAHN H., DAVY D.,

Fracture Healing in weight bearing and non weight bearing bones.
J. Trauma 1978 nov. 18 (11), 766-70.

19. CURREY J.D.

The mechanical properties of bone.
Clini. ortho. 1970.

20. CURREY J.D.

The mechanical consequences of variation in the mineral content of bone.
J. Biomechanics 1969 a 2, 1-11.

21. DENISSEN H.W., DEGROOT K.

Immediate dental root implants from synthetic dense calcium hydroxylapatite.
J. Prosthet dent. 1979 nov, 42 (5), 551-6

22. DUCHEYNE P., HENCH LL, KAGAN A.D, MARTENS M., BURSENS A., MULIER J.C.

Effect of hydroxyapatite impregnation on skeletal bonding or coated implants.
J. Biomed. mater. res. 1980 may, 14 (3), 225-37.

23. EVANS F.G.

Factors affecting the mechanical properties of bone.
Bulletin of New York Academy Medecine sept. 1973.

24. EVANS F.G., LEBOW M.

Regional differences in some of the physical properties of human femur.
J. Appl. Physiol. 1951, 3, 563-572.

25. FINLAY J.B., REPO R.U.

Controlled impact testing of living articular cartilage.
4th. Annual New England Bioengineering conference Yale University 1976.

26. GEDEON P.

Les contusions du cartilage articulaire.

Thèse médecine Toulouse 1977, 284.

27. GRMBACH M.
Les essais de dureté. Collection IRSID Sept. 1974.

28. HALLEUX P.

L'ingénieur face à l'essor actuel de la biomécanique.
Séminaire d'analyse des contraintes 1971 (13).

29. HALLEUX P., DURIAU F., BLAIMONT P.

Etude comparée de différents modes d'ancrage cotyloïdien dans l'arthroplastie de la hanche.
Act. orthop. Belg. 1974, 40, 712-725.

30. HENCKY H.Z.
Angw. Math. Mech. 1923, 3, 250.

31. HUGUES S.P., LEMON G.J., DAVIES D.R., BASSINGTHWAIGHTE J.B. KELLY PJ

Extraction of minerals after experimental fractures of the tibia in dogs.
J. Bone joint surg. (am) 1979 sep, 61 §6A), 857-66.

32. JANSON C.A., BITTE H.R., KUNTS I.V., SAUGLHOSIS I.

Dureté du tibia chez l'homme.
Mekanika polimerov 1976, 6, 1101-1107.

33. JOWSEY J., ROWLAND J.H., MARSHALL J.H., Mc LEAN F.C.

The Effect of parathyroïdectomy on Haversian remodeling of bone.
Endocrinology, 1958, 63, 903-908.

34. KATO K., AOKI H., TABATA T., OGISO M.

Biocompatibility of apatite ceramics in mandibles.
Biomater med devices artif. organs 1979, 7 (2), 291-7.

35. KHAN R.A.

Isotopically labelled compounds in the study of extracellular fluid space in dog bone.
Med. Biol. 1979, APR; 57(2) , 107-13

36. LEREIM P., GOLDIE I.F.

Relation ship between morphologic feactures and hardness of the subchondral bone.
Acta. orthop. Scand. 1946, 47 (1), 20-7.

37. LEREIM P., GOLDIE I.F.

Relation ship between morphologic feactures and hardness of the subchondral bone of the medial tibial condyle in the normal state and in osteoarthriris and rheumatoïd arthritis.
Arch. orthop. Unfallichir 1975, 81 (1), 1-11.

38. LERESM P., GOLDIE I., DAHLBERG E.

Hardness of subchondral bone of the tibial condyles in the normal state and in osteoarthritis and rheunotoïd arthritis.
Acta. orthop. Scand. 1974, 45 (4), 61, 4-25.

39. LEXER E.W.

Unter suchingen über die knochenhäite des Humerus
z. Konst Lehre. 1926, 14, 227-243.

40. LINDAHL O., LINDWALL L.

Physical properties of flucrosis bone critical comments.
KHP, Wanqiop scand 1978 Aug, 49 (4), 382-3.

41. LIPPERT H., ZEDELIUS M.

Biomechanische Untersuchungen zur Parier fraktur der Elle.
Z. orthop. 1975, 113.

42. MAJ G., TOAJARI E.,

Osservazioni sperimentali sull mecanismo di reaistenza del tessuto Osseo Lamellare compatto alle azioni mecanica.
Chi. organi. Nov. 1937, 22, 541-557.

43. MARIQUE P.

Etudes sur le fémur.
Librairie des Sciences, Bruxelles 1945.

44. MATHER B.S.

A method of studying the mechanical properties of long bones.
J. Surg. Res. 1967, 7, 226.

45. MUSSCHENBROCK

Cité par Rossle, 1762.

46. NETZ P.

The diaphyseal bone under Torque. An experimental study on dogs.
Acta orthop. scand. (suppl), 1979, (176), 1-32

47. NETZ P., ERIKSSON K., STR, OMBERG L.

Non linear properties of diaphyseal bone. An experimental study on dogs.
Acta orthop. Scand. 1979 Apr., 50 (2), 139-43

48. OSTROWSKI K., DZIEDZIC GOC, AWSK A., MICHALIK J., STACHOWICZ W.,

Election spin resonnance spectrometry applied for the research on mineralization processes occurring in physiological and pathological conditions (Author's transl).
Przegl lek 1979, 36 (11), 765-71

49. PALMER HE., RIEKSTS GA., PALMER RF., GILLIS MF.

The use of 22 NA as a tracer for long term bone mineral turnover studies.
Aviat. space environ med. 1979 Aug, 50 (8), 768-73.

50. PANIKAROVSKI W., PROKHONCHUKOV AA., GRIGORJAN AS., REMIZOV SN.,

Comparative study of microhardness of different bones of the human skeleton.
Orthop. travmatol Protz 1974, (12).

51. PATEL A., HONNART F., GUILLEMIN G., PATAT JL.

Use of madreporaria copal skeletal fragments in orthopedic and reconstructive surgery : experimental studies and human clinical application
(Author's transl.) chirurgie 1980, 106 (3), 199-205.

52. PERREN SN., RAHN BA.

Biomechanics of fracture healing
Can. J. Surg. 1980 May, 23 (3), 228-32.

53. PERSOZ B.

Introduction à l'étude de la rhéologie
Edit. Dunod. Paris 1960

54. PLANEL H., SOLEIL HAVOUP J.P., CARATERO C.

Histologie (1° année médecine)
Médecine - Université Paul Sabatier Toulouse
Fascicule 1, 2° édition 43-58.

55. PRANDTL L.

Nachr. ges. Wiss, Göttingen, 1920, 74

56. PROKHONCHUKOV AA., PANIKAROVSKI, I.V.V., REMIZOV SM.

Changes in the microhardness of the bony tissue of the jaws in spontanears parodontosis in dogs.
Stomatologiia (Mosk) 1979 May-juin, 58 (3), 6-9.

57. RAMPAKHIANI M., PAL D., MURTY TS.

Microindentation hardness studies on human bones.
Acta anat. (Basel) 1979, 103 (3), 358-62.

58. REGNIER M.A.

Métabolisme phosphocalcique et remaniements osseux chez le chien en croissance : aspects physiopathologiques.
Thèse Ecole Nationale Vétérinaire Toulouse n° 78 année 1979.

59. REMIZOV SM.

Microhardness of the jax bones in man.
Stomatologia (Mosk), 1975, 54 (1).

60. ROBERTZON DM, ROBERTSON D., BARRETT CR.

Fracture toughness, critical crack length an plastic zone size in

bone.
J. Biomech 1978, 11 (8-9), 359-64.

61. ROBINSON RA.

Bone tissue : composition and function
Johns Hopkins Med. J. 1979 jul, 145 (1), 10-24.

62. ROSATE

Varjazioni della microdurezza nell'osso primario di bovini di varia eta.
Chir. depli organi di Novimento. 1963, 18, 391-416.

63. ROSSLE R.

Untersuchungen über knochenhaîte Beitr. path. Anat. 1927, 73, 174-208.

64. RUGGIERO M., SAHA S., ALBRIGHT A. and Ph. D. M.D.

The effect of fluoride on the hardness and structure of bone : a preliminary study.
Dep. Engineering and Applied science, Yale University, New Haven, Conn. 06520, 1978.

65. SAUER HD., SCHOETTLE H.

The stability of osteosyntheses bridging defects.
Arch. orthop. trauma. surg. 1979 oct., 95 (1-2), 27-30.

66. SEDLIN E., HIRSCH C.

Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone.
Acta orthop. Scand. 1966, 37, 29-48.

67. SHAPIRO FD., Mc DONALD cW, DWYER AP., GRAY JM, ROWELL D., HALL JE.

Telemetric monitoring of cable tensions following Druyer spinal instrumentation in dogs.
Spine 1978 sep, 3 (3), 213-21.

68. SVESHNIKOV AA., KRAMER GM., SMOTROVA LA.,

Method of determining the mineral makcup of tubular bone.
Orthop. traumatol protez 1979 sep, (9), 63-4.

69. THOMAS TR., SAYLES RS., HASLOCK I.

Human joint performance and the roughness of articular cartilage. J. biomeck eng. 1980 Feb. 102 (1), 50-6.

70. TORGALKAR AM.

A resonnance frequency technique to determine elastic modulus of hydroxyapatite.
J. Biomed mater. res. 1979 nov, 13 (6), 907-20.

71. VIGNON E., ARLOT M.

Microhardness measurement of the cartilage of the human femur head.
Rev. rhum. mal. osteoartic 1978 may, 45 (5), 349-53.

72. WEAVER J.K.

The microscopic hardness of bone. J. of bone and J. Surg. 1966, 48, 273-288.